

THÈSE DE DOCTORAT

Ecole Doctorale ED 463 - Science Du Mouvement Humain
Soutenue à Aix-Marseille Université
En cotutelle avec l'Université Gustave Eiffel

Explorations combinées biomécaniques et physiologiques de la paroi abdominale *in vivo*

Soutenue le 08 décembre 2021 par

Arthur Jourdan

Composition du jury

Pr. Stéphane Avril	Rapporteur	Prof. École des Mines de Saint-Étienne
Pr. Pablo Ortega Deballon	Rapporteur	PU - PH, Centre hospitalier universitaire de Dijon
Dr. Thierry Bège	Examinateur	MCU-PH, Assistance publique - Hôpitaux de Marseille
Mme. Aline Bel-Brunon	Examinatrice	Maîtresse de conférences, LaMCoS, INSA Lyon
M. David Bendahan	Examinateur	Dir. de recherche CNRS, CRMBM Marseille
Pr. Gaëlle Lissorgues	Examinatrice	Prof. Université Gustave Eiffel, ESYCOM, ESIEE Paris
Mme. Catherine Masson	Directrice de thèse	Dir. de recherche Université Gustave Eiffel, LBA Marseille
M. Anicet Le Ruyet	Invité	Principal R&D scientist, Medtronic Trévoux

Partenaires de recherche

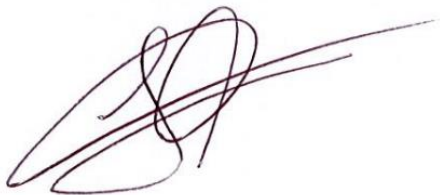
Laboratoire de Biomécanique Appliquée (LBA)	UMR T24 UGE
Centre de résonance Magnétique Biologique et Médicale (CRMBM)	UMR 7339 CNRS
Electronique Systèmes de Communication et Microsystèmes (ESYCOM)	UMR 9007 CNRS

Affidavit

Je soussigné, Arthur Jourdan, déclare par la présente que le travail présenté dans ce manuscrit est mon propre travail, réalisé sous la direction scientifique de Catherine Masson, dans le respect des principes d'honnêteté, d'intégrité et de responsabilité inhérents à la mission de recherche. Les travaux de recherche et la rédaction de ce manuscrit ont été réalisés dans le respect à la fois de la charte nationale de déontologie des métiers de la recherche et de la charte d'Aix-Marseille Université relative à la lutte contre le plagiat.

Ce travail n'a pas été précédemment soumis en France ou à l'étranger dans une version identique ou similaire à un organisme examinateur.

Fait à Marseille, le 20 octobre 2021



Cette œuvre est mise à disposition selon les termes de la [Licence Creative Commons Attribution - Pas d'Utilisation Commerciale - Pas de Modification 4.0 International](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

Résumé

La paroi abdominale est une structure anatomique complexe qui délimite la cavité abdominale. Elle protège les organes abdominaux et joue un rôle central dans la régulation de la pression intra-abdominale (PIA) dans de nombreuses situations quotidiennes (respiration, toux, miction, effort). Les pathologies les plus courantes de la paroi sont les hernies abdominales. Une hernie est le passage d'une partie du contenu de la cavité abdominale à travers un défaut ou une déchirure de la paroi musculo-aponévrotique. La réparation des hernies est un des actes les plus fréquents en chirurgie viscérale cependant il n'existe pas de consensus sur l'approche chirurgicale idéale et les taux d'échecs sont importants, pouvant aller jusqu'à 18% à un an et 28% à deux ans.

Du diagnostic au suivi post-opératoire, le clinicien ne dispose d'aucun outil avancé d'imagerie ou d'évaluation biomécanique des tissus du patient pour le guider dans son choix d'approche chirurgicale. L'objectif principal de la thèse était de développer des outils permettant cette évaluation et de caractériser *in vivo* le comportement mécanique de la paroi abdominale en conditions physiologiques. Cette caractérisation s'appuie sur l'imagerie médicale, des mesures intra-abdominales et le développement d'un dispositif spécifique.

Le premier objectif de la thèse visait à quantifier la morphométrie de la paroi musculaire abdominale et à analyser sa variabilité. Pour cela une étude rétrospective a été réalisée sur 120 tomodensitométries abdomino-pelviennes d'individus âgés de 18 à 86 ans. Les volumes, les formes, la symétrie des différents groupes musculaires de la sangle abdominale ont été précisément décrits ainsi que l'influence de l'âge, du sexe et de l'indice de masse corporelle sur des paramètres géométriques des muscles et aponévroses.

Dans la seconde partie de l'étude, une étude clinique sur sujets sains couplant la mesure des déformations de la paroi et l'évaluation de la PIA a été réalisée. Pour la première fois, l'IRM dynamique a été utilisée afin de quantifier les déformations spatiales et temporelles des muscles abdominaux. Une méthode originale semi-automatique de post-traitement d'images a été développée et validée sur 10 sujets. La méthode a été ensuite appliquée à une cohorte plus large (n=20) pour cartographier les déformations dynamiques de la paroi durant des exercices actifs (avec contraction musculaire) et passifs. En parallèle une évaluation de la

PIA, principale sollicitation appliquée à la paroi abdominale, a été réalisée sur la même cohorte. Cette évaluation a été réalisée avec une technologie à gène et à risque limité (capsule ingérable SmartPill©) qui a permis de mesurer les variations de PIA lors des mêmes exercices et durant la vie quotidienne. Les données de déformation et de PIA ont ensuite été combinées pour évaluer les propriétés mécaniques de la paroi abdominale.

Le dernier objectif portait sur le développement d'un dispositif permettant d'évaluer les déformations de la paroi et les variations de PIA, grâce à des mesures externes réalisées à la surface de l'abdomen. Ce dispositif d'aide au diagnostic a fait l'objet d'un dépôt de brevet et des premiers essais de validation du dispositif sur modèle porcin ont été menés.

Ce projet doctoral a mis en évidence le besoin de personnaliser la prise en charge des pathologies de la paroi abdominale en fonction de l'anatomie et du comportement biomécanique. Les méthodes avancées de traitement d'images qui ont été développées, encouragent l'utilisation de l'IRM pour le diagnostic et le suivi post-opératoire. Les connaissances acquises sur les déformations, les sollicitations et les propriétés mécaniques de la paroi abdominale en condition physiologique permettront de guider la conception et l'évaluation des implants pariétaux pour s'assurer de leur bio-fidélité. Ces données permettront également de développer et de valider des modèles numériques de paroi abdominale.

Mots clés : Paroi abdominale, Biomécanique, IRM dynamique, Pression intra-abdominale, Morphométrie

Abstract

Abdominal wall is a complex anatomical structure which encompasses the abdominal cavity and protects the abdominal organs. It plays a central role in the regulation of intra-abdominal pressure (IAP) in many daily-life situations such as breathing, coughing, urination, exertion... Abdominal hernias are the most common pathological changes occurring in abdominal wall. In case of hernia, part of the contents of the abdominal cavity can protrude through a defect or tear in the musculoaponeurotic wall. Although hernia repair is one of the most frequent visceral surgery procedures, a consensus regarding the optimal surgical approach is lacking and failure rates are still high i.e. up to 18% at one year and 28% at two years.

From both the diagnostic and post-operative follow-up vantages, clinicians are still missing advanced imaging or biomechanical biomarkers which could be used as guidance for the type of surgical approach. The main objective of the thesis was then to characterize *in vivo* the mechanical behavior of the human abdominal wall under physiological conditions. This characterization was based on medical imaging, intra-abdominal measurements and the development of a specific device.

The first objective of the thesis was to quantify the morphometry of the abdominal muscle wall and to assess the corresponding variability. A retrospective study was carried out in 120 abdomino-pelvic CT scans of subjects aged 18 to 86 years. Volumes, shape and symmetry of the different muscle groups were accurately quantified together with the influence of age, sex and body mass index on the geometric parameters of the muscles and aponeuroses.

In the second part of the thesis, a clinical study was carried out in healthy subjects and wall deformations and IAP measurements were performed. Dynamic MRI was genuinely used in order to quantify the spatial and temporal strains of abdominal muscles. An original semi-automatic image post-processing method was developed and validated in 10 subjects and used to assess a larger cohort (n = 20) and to map dynamic wall strain during active (with muscle contraction) and passive exercises. Concomitantly, IAP, the main stress applied to the abdominal wall, was quantified in the same cohort. This evaluation was performed with a non-invasive technology (SmartPill© ingestible capsule) which allowed to measure IAP

changes during the same exercises and during daily life. Strain and IAP data were then combined in order to assess the mechanical properties of abdominal wall.

The final objective was the development of a device intended to assess wall strain and IAP changes using external measurements conducted on the abdomen surface. This diagnostic device has been patented and the first validation tests have been conducted in a porcine model.

The results of this doctoral project provide quantitative tools which could be useful to personalize the management of abdominal wall pathologies based on anatomy and biomechanical behavior. The advanced image processing methods that have been developed open an encouraging venue for using dynamic MRI for diagnostic and postoperative follow-up applications. The corresponding results regarding strain, stress and mechanical properties of abdominal wall under physiological conditions provide a useful framework which should be helpful for designing and assessing parietal implants and ensuring their bio-fidelity. In addition, these results should allow the development and validation of numerical models of abdominal wall.

Keywords : Abdominal wall, Biomechanics, Dynamic MRI, Intra-abdominal pressure, Morphometry

Remerciements

Tout d'abord je souhaite remercier ma directrice de thèse Catherine Masson, ainsi que mes encadrants Thierry Bège, David Bendahan et Gaëlle Lissorgues pour leur implication dans ce projet. C'est grâce à vous que j'ai pu m'épanouir professionnellement, scientifiquement mais aussi humainement à travers la réalisation de ce travail.

Merci à Morgane Evin, Julien Pagazani, Stanislas Rapacchi et Arnaud Le Troter pour le temps que vous avez passé à me former et à me transmettre vos connaissances dans des domaines qui ne m'étaient pas familiers au début du projet. Ce travail pluridisciplinaire n'aurait pu aboutir sans votre pédagogie.

Merci à Max Py, Maxime Llari et Christophe Vilmen pour votre support technique, merci à Lauriane Pini, Claire Costes et Patrick Viout pour votre accompagnement et votre patience durant la réalisation des acquisitions IRM.

Merci également à tous les étudiants qui ont apporté leur motivation et leurs compétences à un moment ou à un autre de cette thèse, à travers un stage ou un projet en groupe. Andréa, évidemment : tu as dynamisé ce travail en filigrane ces deux dernières années. Merci également à Olivia, Javier, Julia, Timothée, Anita, Nassim et les étudiants du projet E3 de l'ESIEE. Merci Victoria pour tes suggestions sur ce manuscrit, je te souhaite de t'épanouir durant la réalisation de ton doctorat qui débute sur ce même sujet.

Je souhaite aussi remercier les collègues et désormais amis du LBA pour tous ces moments de vie partagés et en particulier Aurélien, Marine, Marie-Hélène, Manon, Claire, Théophile et Nawfal. Et bien-sûr merci à toi Caro, pour notre belle amitié.

Je tenais à remercier ma famille. Merci à toi Maman pour n'avoir épargné aucune faute d'orthographe dans ce manuscrit. Merci à toi Nana pour ton soutien au quotidien. Merci à vous, Papa et Tom pour vos encouragements précieux et nos échanges sur mon travail.

Enfin merci à toi Sophie d'être toujours là, à côté de moi, pour traverser ensemble la vie allègrement.

Ce travail est dédié à ceux qui sont partis pendant sa réalisation, à mon grand-père Daddy, et à mon ami Gabriel. Mais il est aussi dédié à ceux qui sont arrivés, à Léna et Gaspard, la vie continue !

Table des matières

Affidavit	3
Résumé	4
Abstract	6
Remerciements	8
Table des matières	9
Introduction générale	14
1. Chapitre 1	18
Contexte et positionnement de l'étude	18
1.1. Biomécanique et physiologie de la paroi abdominale	19
1.1.1. Biomécanique des tissus mous, introduction des notions	19
1.1.2. Focus anatomie : vocabulaire	20
1.1.3. Anatomie de l'abdomen	21
1.1.4. Anatomie de la paroi abdominale antérolatérale	24
1.1.5. Pression intra-abdominale	29
1.2. Pathologies de la paroi abdominale antérolatérale	31
1.2.1. Hernies primaires et incisionnelles	31
1.2.2. Classification des hernies	33
1.2.3. Diagnostic	33
1.2.4. Traitement	38
1.2.5. Epidémiologie et enjeux socio-économiques	40
1.3. Etudes expérimentales et numériques	42
1.3.1. Sollicitations mécaniques	42
1.3.2. Déformations mécaniques	46
1.3.3. Caractérisation mécanique	50
1.3.4. Modélisation numérique	56
1.4. Contexte de la problématique	59
1.5. Objectifs	60
1.6. Organisation de la thèse	62
2. Chapitre 2	63

Abdominal wall morphometric variability based on computed tomography: influence of age, sex, and BMI	63
2.1. Avant-propos	63
2.2. Abstract	64
2.3. Introduction	65
2.4. Materials and methods	66
2.4.1. Cohort's selection	66
2.4.2. CT Scan modalities	66
2.4.3. Measurements	67
2.4.4. Muscle asymmetry	68
2.4.5. Measurements accuracy	68
2.4.6. Statistical analysis	69
2.5. Results	69
2.5.1. Demographic data	69
2.5.2. Measurements and variability	69
2.5.3. Influence of age	71
2.5.4. Influence of sex	72
2.5.5. Influence of BMI	72
2.5.6. Muscle asymmetry	72
2.5.7. Measurement accuracy	74
2.6. Discussion	75
3. Chapitre 3	80
Semiautomatic quantification of abdominal wall muscles deformations based on dynamic MRI image registration	80
3.1. Avant-propos	80
3.2. Abstract	81
3.3. Introduction	82
3.4. Subjects and methods	83
3.4.1. Subjects	83
3.4.2. MRI protocol and breathing exercise	84
3.4.3. Image selection	85
3.4.4. Semi-automatic segmentation	87
3.4.5. Individual muscle parcellation	89
3.4.6. Quantification and time-dependent changes of muscles deformations	89
3.5. Results	90

3.5.1.	Demographic data	90
3.5.2.	Image selection	91
3.5.3.	Semi-automatic segmentation	91
3.5.4.	Quantification and time-dependent changes of muscles deformations	93
3.6.	Discussion	95
3.7.	Supplementary material	99
3.7.1.	Semi-automatic segmentation strategy	99
3.7.2.	Quantification of the cranio-caudal displacement	102
4.	Chapitre 4	104
	Dynamic-MRI quantification of abdominal wall motion and deformation during breathing and muscular contraction	104
4.1.	Avant-propos	104
4.2.	Abstract	105
4.3.	Introduction	106
4.4.	Subjects and methods	108
4.4.1.	Subjects	108
4.4.2.	MRI protocol and exercises	108
4.4.3.	Image selection	109
4.4.4.	Semi-automatic segmentation	109
4.4.5.	Muscles geometrical characteristics and strains	110
4.4.6.	Muscles radial displacement	111
4.4.7.	Segmentation and metrics evaluation	112
4.4.8.	Individual muscles parcellation	112
4.5.	Results	113
4.5.1.	Demographic data	113
4.5.2.	Image selection and manual segmentation	113
4.5.3.	Segmentation and metrics evaluation	113
4.5.4.	Geometrical characteristics and strains	114
4.5.5.	Muscles radial displacement	117
4.6.	Discussion	121
4.7.	Conclusion	125
5.	Chapitre 5	127
	Pression intra-abdominale	127
5.1.	Avant-propos	127
5.2.	Évaluation d'une capsule sans fil pour la mesure de la pression intra-abdominale	128

5.2.1.	Introduction	128
5.2.2.	Matériel et méthodes	129
5.2.3.	Résultats	133
5.2.4.	Discussion	138
5.3.	Article : A better understanding of daily life abdominal wall mechanical solicitation: investigation of intra-abdominal pressure variations by intragastric wireless sensor in humans	142
5.3.1.	Abstract	142
5.3.2.	Introduction	143
5.3.3.	Methods	144
5.3.4.	Results	149
5.3.5.	Discussion	153
5.3.6.	Conclusion	156
6.	Chapitre 6	157
	Relation entre PIA et déformation <i>in vivo</i>	157
6.1.	Avant-propos	157
6.2.	Introduction	157
6.3.	Matériel et méthodes	158
6.3.1.	Volontaires	159
6.3.2.	Protocole IRM et SmartPill™	159
6.3.3.	Traitement des données	159
6.3.4.	Analyse statistique	161
6.4.	Résultats	162
6.4.1.	Données démographiques	162
6.4.2.	PIA	162
6.4.3.	Durée des exercices	163
6.4.4.	PIA en fonction de la déformation	163
6.4.5.	PIA en fonction du déplacement radial	164
6.5.	Discussion	166
7.	Chapitre 7	171
	Ceinture de maintien abdominal instrumentée	171
7.1.	Avant-propos	171
7.2.	Contexte et enjeux cliniques	171
7.3.	Développements techniques	172
7.3.1.	Ceinture abdominale	173
7.3.2.	Capteurs	174

7.3.3.	Electronique : alimentation et acquisition	178
7.3.4.	Prototype fonctionnel	179
7.3.5.	Protection industrielle	179
7.4.	Evaluation du dispositif sur modèle porcin	180
7.4.1.	Matériel et méthodes	180
7.4.2.	Résultats	182
7.4.3.	Etude de corrélation	184
7.5.	Discussion	187
7.6.	Conclusion et perspectives	189
8.	Chapitre 8	191
	Discussion générale	191
8.1.	Avant-propos	191
8.2.	Influence des paramètres démographiques	191
8.2.1.	Obésité	191
8.2.2.	Sexe	192
8.3.	Perspectives : portée clinique et méthodologique	193
8.3.1.	Portée clinique	193
8.3.2.	Du sujet sain au patient	196
8.3.3.	IRM dynamique	196
8.3.4.	Modélisation numérique	198
	Conclusion	200
	Liste des références bibliographiques	203
	Liste des figures	217
	Liste des tableaux	223
	Annexe 1 : Avis favorable du Comité de Protection des Personnes	224
	Annexe 2 : Capteurs évalués pour le dispositif de ceinture de maintien abdominal instrumentée	227
	Annexe 3 : Calibration des capteurs de déformation	228
	Annexe 4 : Demande de brevet Européen	230

Introduction générale

La paroi abdominale antérolatérale est une interface flexible et résistante qui délimite la cavité intra-abdominale en avant et sur les côtés. C'est une structure complexe multicouche qui peut se déformer et se contracter selon les besoins physiologiques de l'individu et qui joue un rôle central dans la respiration, la régulation de la pression intra-abdominale (PIA), la toux, la miction et la défécation, l'accouchement, la protection des organes abdominaux internes, la stabilisation, la flexion et la rotation du tronc (Grevious et al. 2006).

Les pathologies les plus courantes de la paroi abdominale antérolatérale sont les hernies. La hernie se définit comme le passage d'une partie du contenu de la cavité abdominale au travers d'un orifice situé dans la paroi musculo-aponévrotique venant faire saillie sous la peau. On distingue deux types de hernies : les hernies primaires et les hernies incisionnelles, également appelées éventrations. Dans le cas des hernies primaires, l'orifice est naturel (ombilic, faiblesse de la ligne médiane de l'abdomen). Dans le cas des hernies incisionnelles, l'éventration se forme à partir d'un orifice acquis, comme par exemple une cicatrice post-chirurgicale. De nombreuses hernies primaires et incisionnelles sont asymptomatiques, mais certaines sont le siège d'incarcérations ou d'étranglements, entraînant une douleur et nécessitant une intervention chirurgicale en urgence.

La réparation des hernies abdominales (primaires et incisionnelles) est l'acte le plus fréquent pratiqué par le chirurgien viscéral et par conséquent une des chirurgies les plus fréquentes. Annuellement, plus de 45 000 cures de hernies incisionnelles sont réalisées en France (Gillion et al. 2019) et environ 500 000 aux États-Unis (Miller and Novitsky 2019). Ce nombre a augmenté de 33% au cours des 10 dernières années, probablement en lien avec l'augmentation de l'incidence de l'obésité (Gillion et al. 2019).

Paradoxalement, la réparation de la paroi abdominale reste un acte relativement empirique et le consensus sur l'approche chirurgicale idéale n'existe pas (Cherla et al. 2018). Du diagnostic à la technique chirurgicale et au suivi post-opératoire, le chirurgien ne dispose d'aucun moyen moderne d'imagerie ou d'évaluation quantitative du comportement mécanique de la paroi du patient pour le guider dans sa prise de décision. Cela se traduit par

un faible taux d'accord sur la stratégie de traitement, même parmi les chirurgiens expérimentés (Kokotovic et al. 2017).

De ce fait, ces réparations présentent des taux alarmants d'échecs, pouvant aller jusqu'à 18% à un an et 28% à deux ans (Pereira et al. 2016; Gillion et al. 2019) selon des études récentes. Ces échecs conduisent à la formation d'une nouvelle hernie incisionnelle qui nécessite une nouvelle opération et cette situation peut se répéter plusieurs fois tout au long de la vie des patients. Par conséquent, outre les conséquences médicales, ces pathologies représentent un impact économique considérable, prenant en compte le retentissement professionnel et le coût de la prise en charge chirurgicale. Cet impact est estimé à un coût annuel de 200 millions d'euros en France et de 3,2 milliards de dollars aux Etats-Unis (Gillion et al. 2019; Miller and Novitsky 2019).

L'évaluation biomécanique de la paroi abdominale représenterait un prérequis majeur pour optimiser la prise en charge médicale des hernies abdominales. Cette évaluation permettrait d'améliorer la compréhension des mécanismes lésionnels et la qualité du diagnostic. Elle pourrait également permettre le développement d'approches chirurgicales personnalisées de réparation des hernies abdominales, et plus généralement de toute situation impliquant une déficience musculaire abdominale, telle que la dystrophie musculaire, la récupération après accouchement ou après chirurgie de l'abdomen, l'obésité ou la diminution de la masse musculaire lors du vieillissement (sarcopénie).

Dans le cadre de cette évaluation, des études expérimentales et numériques ont été menées depuis plus d'un siècle. Des auteurs se sont intéressés à la caractérisation des sollicitations mécaniques appliquées à la paroi abdominale et en particulier à l'étude de la pression résidant dans la cavité abdominale (PIA) qui est très souvent à la genèse de la rupture de la paroi abdominale (Cobb et al. 2005; Förstemann et al. 2011; Konerding et al. 2011). D'autres auteurs se sont focalisés sur la mesure des déformations des tissus de la paroi et en particulier des muscles abdominaux (Szymczak et al. 2012; Deeken and Lake 2017). Des campagnes d'essais de caractérisation mécanique en traction sur prélèvements anatomiques ont été menées (Tran et al. 2014; Cooney et al. 2016; Astruc et al. 2018) ainsi que des essais de gonflement sur paroi complète de sujets anatomiques ou de patients anesthésiés (Song et al. 2006; Le Ruyet et al. 2020). Enfin, des modèles numériques ont été développés pour permettre la simulation et la comparaison de différentes stratégies de réparations chirurgicales de la paroi (Hernández-Gascón et al. 2013; Todros et al. 2020).

Cependant, les études expérimentales ont majoritairement été réalisées dans des conditions éloignées de la réalité physiologique, soit parce qu'elles ont été menées *ex vivo*, soit parce qu'elles n'étudiaient que localement la paroi, soit parce qu'elles se basaient sur des moyens de mesures invasifs qui peuvent influencer les résultats en raison de la gêne occasionnée sur les volontaires.

Par conséquent, les modèles numériques actuels disposent de peu de données de validation fiables, ce qui limite fortement leur crédibilité.

Le travail proposé dans ce manuscrit est le résultat de la collaboration entre trois laboratoires de recherche aux compétences complémentaires :

- Le Laboratoire de Biomécanique Appliquée, spécialisé dans l'étude biomécanique et la modélisation virtuelle du corps humain.
- Le Centre de Résonance Magnétique Biologique et Médicale qui développe des méthodes d'imagerie IRM pour l'exploration de pathologies touchant le système cardio-vasculaire, le système nerveux central et le système musculo-squelettique.
- Et le laboratoire Electronique, SYstèmes de Communications et Microsystèmes reconnu notamment dans les domaines de l'ingénierie des capteurs et des microsystèmes à destination du corps humain.

L'objectif de ce travail a été de mener une approche exploratoire, basée sur l'utilisation de techniques innovantes d'imagerie IRM et de capteurs bio-compatibles non-invasifs et de développer des méthodes de post-traitement adaptées, pour la caractérisation mécanique de la paroi abdominale humaine *in vivo* en conditions physiologiques, à l'échelle de la paroi complète et de ses différents composants (muscles et aponévroses).

Le manuscrit est proposé dans un format de thèse sur articles. Par conséquent, il est constitué de huit chapitres, dont 4 articles et 1 brevet, avec des chapitres intermédiaires permettant de répondre à la question scientifique et de faire le lien entre ces articles.

Le cadre de travail est défini dans le **Chapitre 1**. La présentation de la démarche scientifique en lien avec la mécanique des milieux continus y est faite. L'anatomie et la physiologie de l'abdomen et de la paroi abdominale antérolatérale y sont présentées. Les pathologies de la paroi abdominale ainsi que les enjeux socio-économiques des réparations sont introduits.

L'étude bibliographique des études biomécaniques sur la paroi abdominale y est faite, précédant la présentation de la question de recherche scientifique et des objectifs de la thèse.

Le **Chapitre 2** présente un article de recherche portant sur une étude morphométrique de la variabilité anatomique de la paroi abdominale saine de la population adulte. L'influence de différents paramètres démographiques (âge, sexe et indice de masse corporelle) y est étudiée.

Le **Chapitre 3** présente un article de recherche détaillant le développement d'une méthode semi-automatique de quantification des déformations des muscles de la paroi abdominale sur IRM dynamique.

Le **Chapitre 4** contient un article de recherche présentant les résultats de l'application de la méthode détaillée dans le Chapitre 3 sur les images IRM d'une cohorte de 20 volontaires sains.

Le **Chapitre 5** est composé en première partie d'une pré-étude d'évaluation d'un capteur de pression intragastrique non-invasif (capsule SmartPill™ commercialisée par Medtronic) permettant de mesurer la PIA sur un modèle animal. La seconde partie est un article de recherche détaillant les mesures SmartPill™ réalisées sur la même cohorte de volontaires sains que celle du Chapitre 4.

Le **Chapitre 6** est un complément des deux chapitres précédents détaillant les corrélations sujets-spécifiques entre pression et déformation chez ces mêmes volontaires.

Le **Chapitre 7** présente les travaux de développement d'un dispositif non-invasif de mesure des déformations externes de la paroi abdominale. Ces travaux ont conduit au dépôt d'un brevet. Les premiers éléments d'évaluation de ce dispositif, basés sur les résultats des chapitres précédents, y sont exposés.

Pour terminer, les principaux résultats de cette recherche et les conclusions sont présentés dans le **Chapitre 8**. Pour enrichir ce travail, nous proposerons de nouvelles perspectives à explorer.

1. Chapitre 1

Contexte et positionnement de l'étude

“Biomechanics has participated in virtually every modern advance of medicine science and technology.”

Y.C. Fung, 1919 - 2019,
Fondateur de la biomécanique moderne



Ce chapitre est un résumé de la littérature portant sur les concepts principaux de ce projet de doctorat.

La première partie concerne la présentation du contexte biomécanique et physiologique de l'abdomen et plus précisément de la paroi abdominale antérolatérale. Cette partie englobe une description de l'anatomie, des mécanismes physiologiques, des situations pathologiques, des techniques de diagnostic et des réparations de la paroi abdominale.

La seconde partie est, quant à elle, une synthèse des études expérimentales et numériques portant sur l'évaluation biomécanique de la paroi abdominale. Plus précisément, la seconde partie regroupe les travaux sur l'étude des sollicitations et des déformations mécaniques, sur les propriétés mécaniques des tissus et sur les modèles numériques d'abdomen.

La dernière partie contient les questions et les objectifs de recherche de ce projet doctoral.

1.1. Biomécanique et physiologie de la paroi abdominale

1.1.1. Biomécanique des tissus mous, introduction des notions

La biomécanique, du grec « *bios* » qui signifie « vie » et « *mêkhanê* » qui signifie « machine », est l'étude des mécanismes des systèmes vivants. Cette discipline cherche à comprendre, pour chaque organisme, son fonctionnement normal, de prédire les changements causés par ses altérations et de proposer des méthodes pour des interventions artificielles. Par conséquent, le diagnostic, la chirurgie et les prothèses sont intimement dépendants de la biomécanique (Fung and Skalak 1982).

Dans ce travail, nous allons étudier la biomécanique de la paroi abdominale à travers le spectre de la mécanique des milieux continus et en particulier la mécanique des solides déformables. Pour cela, nous observerons la paroi abdominale à l'échelle macroscopique, c'est-à-dire à l'échelle de l'organe, visible à l'œil nu. A cette échelle, les plus petits volumes que nous allons regarder sont composés de très nombreux atomes et molécules et peuvent par conséquent être considérés comme des milieux continus.

Avant de commencer notre étude biomécanique, il est essentiel d'introduire brièvement plusieurs notions. La première est la notion de déformation. La déformation d'un objet caractérise la manière dont réagit un objet donné lorsqu'il est soumis à des sollicitations mécaniques. La capacité d'un objet à se déformer et à résister aux efforts dépend de plusieurs paramètres, et en particulier de la géométrie de cet organe et des propriétés du matériau qui le compose.

Il semble également important de distinguer la notion de déplacement de celle de déformation. Pour connaître la déformation, il faut considérer un objet comme un ensemble de points et étudier la différence de déplacement entre deux points de l'objet. Pour qu'il y ait déformation, il faut qu'il existe une différence de déplacement entre des points de l'objet, c'est-à-dire une modification de sa géométrie, lorsque celui-ci est soumis à une sollicitation mécanique.

Les sollicitations mécaniques représentent l'ensemble des forces et des moments appliqué à l'objet. Ces sollicitations entraînent des contraintes qui représentent les forces que les particules élémentaires de l'objet exercent les unes sur les autres par unité de surface.

Il reste maintenant à introduire la notion de propriétés du matériau qui permet de faire le lien entre les contraintes appliquées sur l'objet et la déformation engendrée par cette contrainte. Ces propriétés sont décrites par des lois de comportement.

En Figure 1.1 est présenté un schéma simplifié des interactions entre ces différentes notions qui sont essentielles pour décrire complètement un problème de mécanique des solides déformables. Pour une compréhension exhaustive d'un problème de biomécanique, le biomécanicien est confronté à une tâche souvent complexe, notamment à cause de la difficulté de l'expérimentation sur le vivant, pour parvenir à quantifier ces grandeurs (contraintes, déformations, géométrie, propriétés des matériaux) et leurs interactions dans des conditions les plus proches possibles de la réalité physiologique.

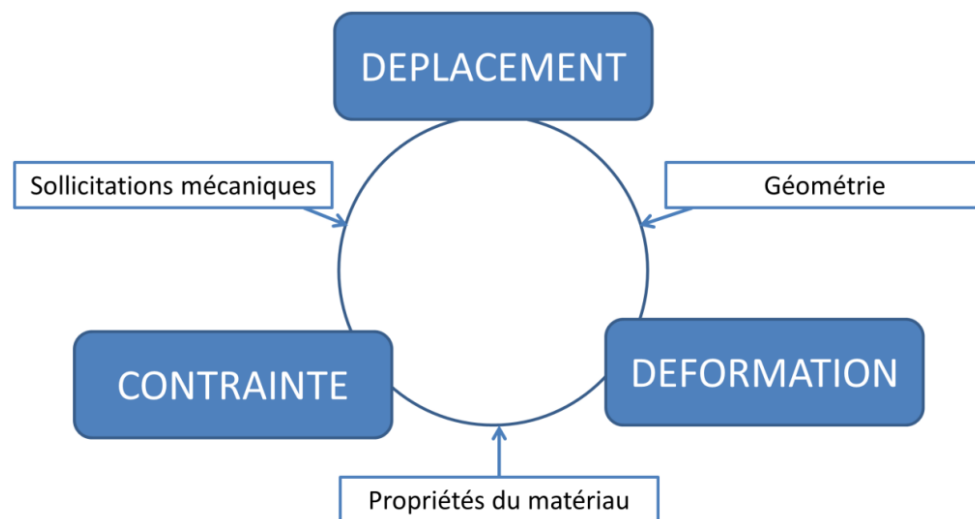


Figure 1.1 : Schématisation des relations entre les différentes notions de mécanique des solides déformables

1.1.2. Focus anatomie : vocabulaire

Maintenant que les bases de la biomécanique ont été posées, nous allons entrer dans ce que Y.C Fung définissait comme la première étape de toute démarche de résolution d'un problème de biomécanique. Cette étape est l'étude de la morphologie, de l'anatomie et de la physiologie de l'organe d'intérêt (Fung and Skalak 1982). Quelques précisions sur le vocabulaire employé en anatomie sont nécessaires pour la compréhension de la suite du travail.

En anatomie, des plans localisés par rapport au corps humain sont utilisés (Figure 1.2). On distingue : le plan frontal, qui sépare l'avant du corps de l'arrière, le plan sagittal qui sépare le côté gauche du droit, le plan transversal qui coupe le corps suivant un plan horizontal.

Le terme médial sera utilisé pour distinguer entre deux structures anatomiques celle qui est la plus proche du plan sagittal médian et le terme latéral pour distinguer celle qui est la plus éloignée du plan sagittal médian. On utilisera le terme crânial pour distinguer entre deux structures anatomiques celle qui est la plus proche de la tête et le terme caudal pour distinguer celle qui est la plus éloignée de la tête. Le terme antérieur caractérise une structure située en avant d'une autre. Cette dernière sera donc postérieure.

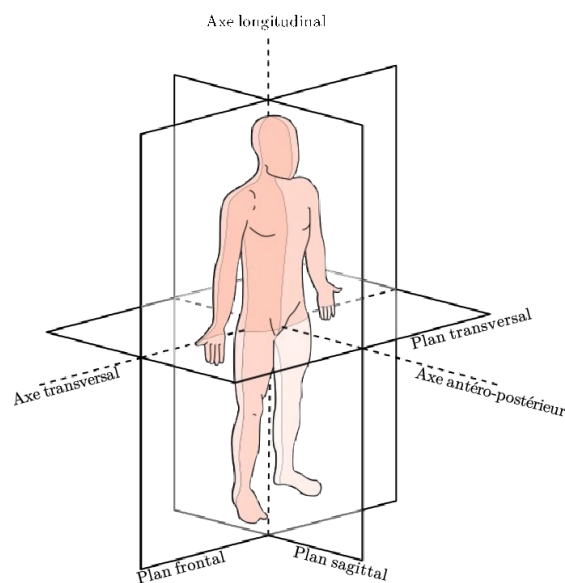


Figure 1.2 : Plans et axes de référence de l'anatomie humaine ; (Wikimedia Commons)

1.1.3. Anatomie de l'abdomen

Dans cette section nous allons nous familiariser avec l'anatomie de l'abdomen avant de nous focaliser dans la section suivante sur la paroi abdominale antérolatérale.

L'abdomen est la région du corps délimitée par le thorax en haut et le petit bassin en bas. D'après les cliniciens « l'abdomen peut être considéré comme une boîte fermée avec des parois rigides et d'autres souples » qui délimitent la cavité abdominale (Figure 1.3) (Malbrain et al. 2006).

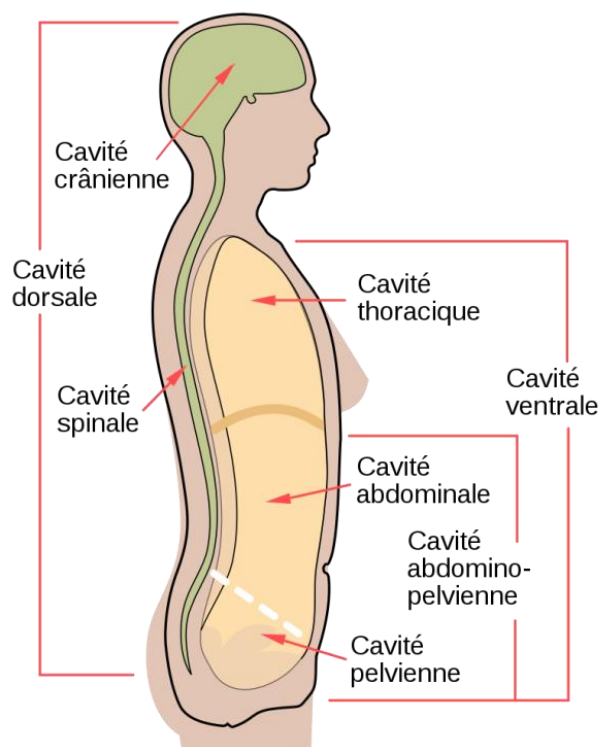


Figure 1.3 : Coupe sagittale du corps humain montrant l'emplacement de la cavité abdominale ; (Wikimedia Commons)

Cette boîte a grossièrement une forme cylindrique verticale fermée dont on distingue quatre délimitations anatomiques principales (Figure 1.4).

La partie supérieure de la cavité abdominale est délimitée par le muscle diaphragme, en forme de dôme, qui la sépare de la cavité thoracique. Le diaphragme est le muscle respiratoire principal. Lors de l'inspiration, il se contracte en s'abaissant et en s'aplatissant. Lors de l'expiration, il se relâche et retrouve sa forme de dôme.

La limite postérieure de la cavité abdominale est rigide, principalement osseuse, composée de la colonne vertébrale, des dernières côtes flottantes et de la face antérieure des os iliaques.

En avant et sur les côtés, la cavité abdominale est entourée par une structure souple, composée d'un ensemble complexe de plusieurs couches musculo aponévrotiques : la paroi abdominale antérolatérale (détaillé en 1.1.4).

En bas, la cavité abdominale est théoriquement séparée de la cavité pelvienne par un plan (en pointillés blanc Figure 1.3) passant au niveau de l'entrée du bassin qui contient les organes pelviens. Mais cette séparation n'a pas de réalité anatomique. D'un point de vue structurel il est plus exact de considérer le plancher pelvien comme limite basse de la cavité

abdominale (ou par conséquent la cavité abdomino-pelvienne). Le plancher pelvien comprend l'ensemble des structures musculo-aponévrotiques qui ferment le petit bassin vers le bas. Il est entouré d'un cadre osseux formé par les os du bassin et le sacrum.

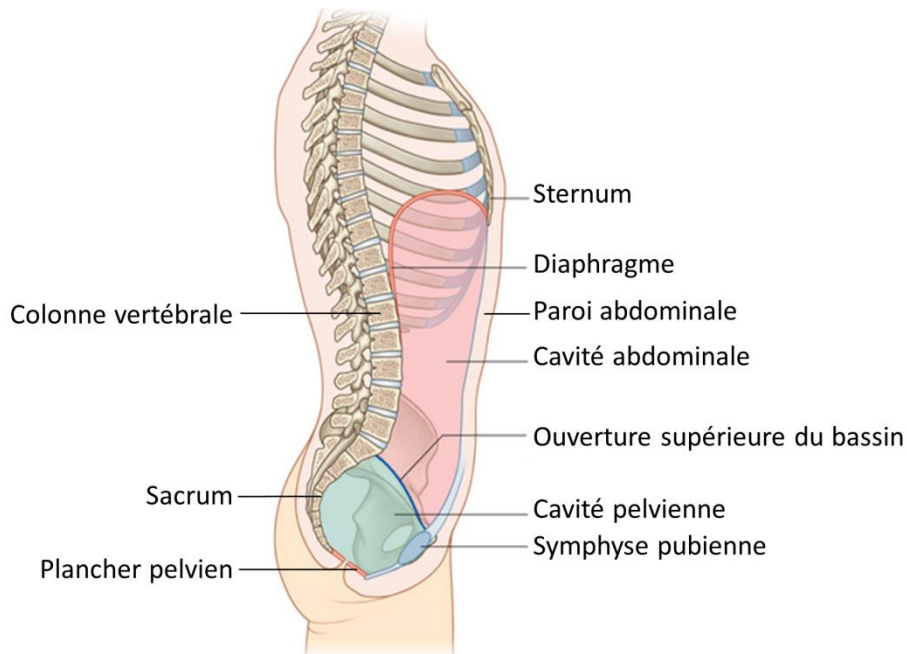


Figure 1.4 : Délimitations anatomiques de l'abdomen ; (Drake et al. 2009)

La cavité abdominale contient la majeure partie du tube digestif, le foie et le pancréas, la rate, les reins et les glandes surrénales Figure 1.5. Elle est tapissée par le péritoine, une membrane qui recouvre non seulement la paroi latérale de la cavité (péritoine pariétal) mais aussi chaque organe ou structure qu'elle contient (péritoine viscéral). L'espace entre le péritoine viscéral et le péritoine pariétal, appelé la cavité péritonéale, contient une petite quantité de liquide séreux qui permet la libre circulation des viscères, en particulier du tractus gastro-intestinal.

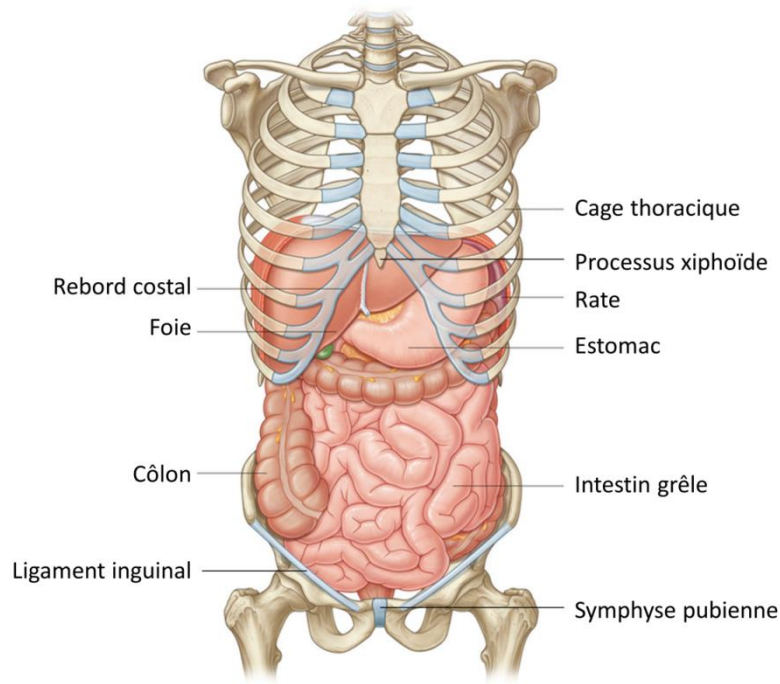


Figure 1.5 : Contenu de la cavité abdominale ; (Drake et al. 2009)

1.1.4. Anatomie de la paroi abdominale antérolatérale

La paroi abdominale antérolatérale est l'ensemble des parties molles étendues à l'intérieur du cadre osseux défini par le rebord thoracique inférieur (rebord costal) en haut, le bord supérieur de l'enceinte pelvienne en bas et, en arrière, les vertèbres lombaires (Figure 1.6). C'est une structure relativement complexe composée de plusieurs couches. Depuis la surface du corps, les premières couches sont la peau et la graisse sous-cutanée. Plus profondément, on trouve un ensemble complexe de muscles et d'aponévroses qui sera détaillé dans la section suivante.

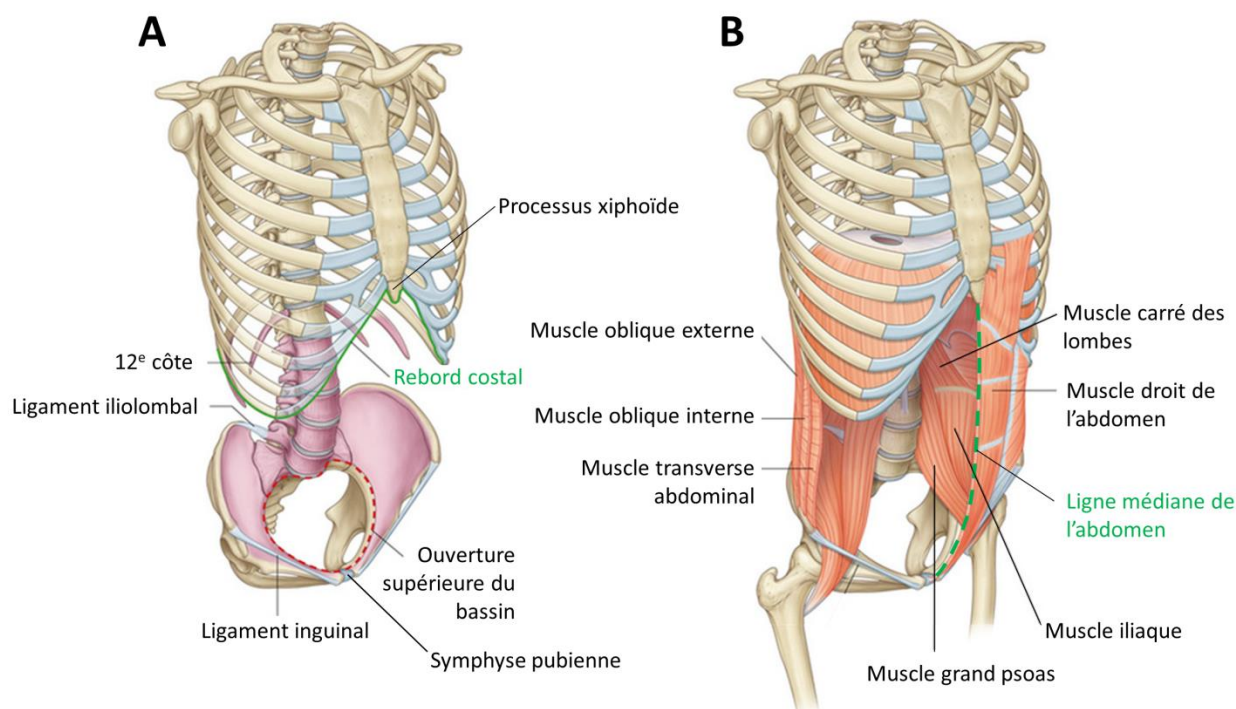


Figure 1.6 : Eléments squelettiques (A) et musculaires (B) de la paroi abdominale ; (Adapté de Drake et al. 2009)

1.1.4.1. Structure musculo-aponévrotique

La paroi abdominale antérolatérale est composée de quatre muscles principaux répartis symétriquement de chaque côté de la ligne médiane de l'abdomen (Figure 1.6). Les muscles droits de l'abdomen (ou grands droits) constituent deux piliers verticaux qui sont flanqués de muscles plats nommés les muscles latéraux. Ces muscles plats sont au nombre de trois, respectivement en allant du plus externe au plus interne : le muscle oblique externe, le muscle oblique interne et le muscle transverse de l'abdomen. La stabilité et la cohésion des muscles sont assurées par plusieurs couches de structures tendineuses et de fascias épais (Figure 1.7). Le muscle droit est contenu dans une gaine fibreuse solide formée par l'entrelacement des aponévroses des muscles latéraux. Le feuillet antérieur de cette gaine est composé des aponévroses des muscles obliques externe et interne et recouvre le muscle sur toute sa hauteur. Le feuillet postérieur est composé principalement de l'aponévrose du muscle transverse de l'abdomen et se termine environ 5 cm sous l'ombilic par une arcade fibreuse, la ligne arquée ou arcade de Douglas. Les deux feuillets de la gaine du muscle droit se rejoignent au niveau de la ligne médiane de l'abdomen pour former la ligne blanche, du processus xiphoïde à la symphyse pubienne. En profondeur, le fascia transversalis recouvre

la surface postérieure du muscle transverse et de la gaine postérieure du muscle droit (Vitte et al. 2006; Astruc 2019).

La partie postérieure de la paroi est renforcée par les muscles iliaques, le carré des lombes et le grand psoas (Figure 1.6).

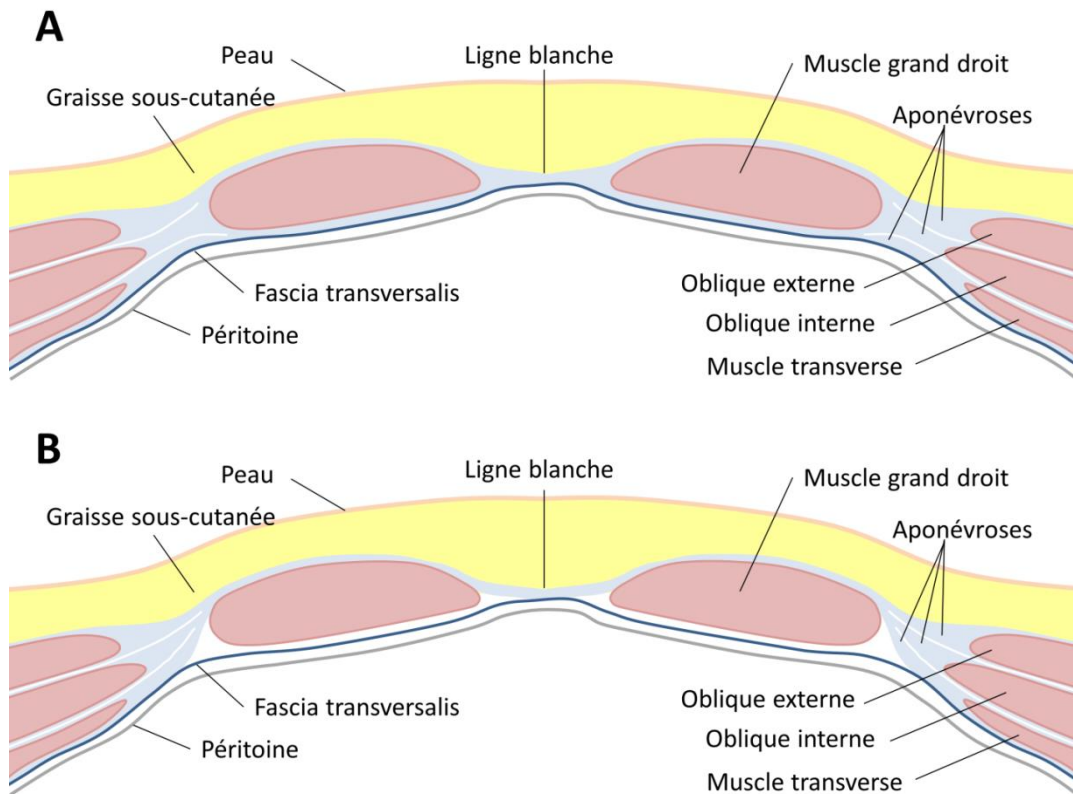


Figure 1.7 : Plan axial au-dessus (A) et en-dessous (B) de la ligne arquée

1.1.4.2. Muscles, orientations et fonctions

Les muscles droits de l'abdomen sont orientés verticalement (Figure 1.8) de part et d'autre de la ligne médiane. Chacun s'insère par trois digitations sur la face externe des trois derniers cartilages costaux (5^e - 7^e) et sur le processus xiphoïde. Ils se terminent en bas sur la crête pubienne et comportent sur leur trajet 3 à 5 intersections tendineuses (Vitte et al. 2006).

Les trois muscles latéraux forment un « corset » de l'abdomen aux orientations de fibres croisées à la manière d'un matériau composite en sandwich (Figure 1.8).

Le muscle oblique externe s'insère sur la face externe des côtes 5 à 12 (Figure 6). A partir de leur insertion, les fibres musculaires sont dirigées de manière oblique vers le bas et l'avant. Les plus hautes fibres se jettent dans le feuillet antérieur de la gaine des muscles droits tandis

que les plus basses, presque verticales se terminent sur la crête iliaque. Il permet, avec le muscle oblique interne, la rotation et la flexion du tronc.

Le muscle oblique interne naît en bas de la partie postérieure de la crête iliaque et de l'épine iliaque antéro-supérieure. Les fibres musculaires sont dirigées de manière oblique vers le haut et l'avant. Les plus hautes se terminent sur les 4 dernières côtes tandis que les plus basses se poursuivent en fascia qui se divise en deux feuillets pour former la gaine des muscles droits.

Le muscle transverse est orienté horizontalement d'arrière en avant. Ses fibres hautes s'insèrent par 6 digitations sur la face interne des cartilages costaux (7 à 10) et l'extrémité des 11^e et 12^e côtes, ses fibres moyennes naissent du fascia thoraco-lombaire, ses fibres basses proviennent de la crête iliaque, de l'épine iliaque antéro-supérieure et du ligament fémoral. L'ensemble de ces fibres se dirige vers la ligne médiane de l'abdomen. Les fibres deviennent aponévrotiques à l'arrière des muscles grands droits pour former la gaine postérieure des grands droits.

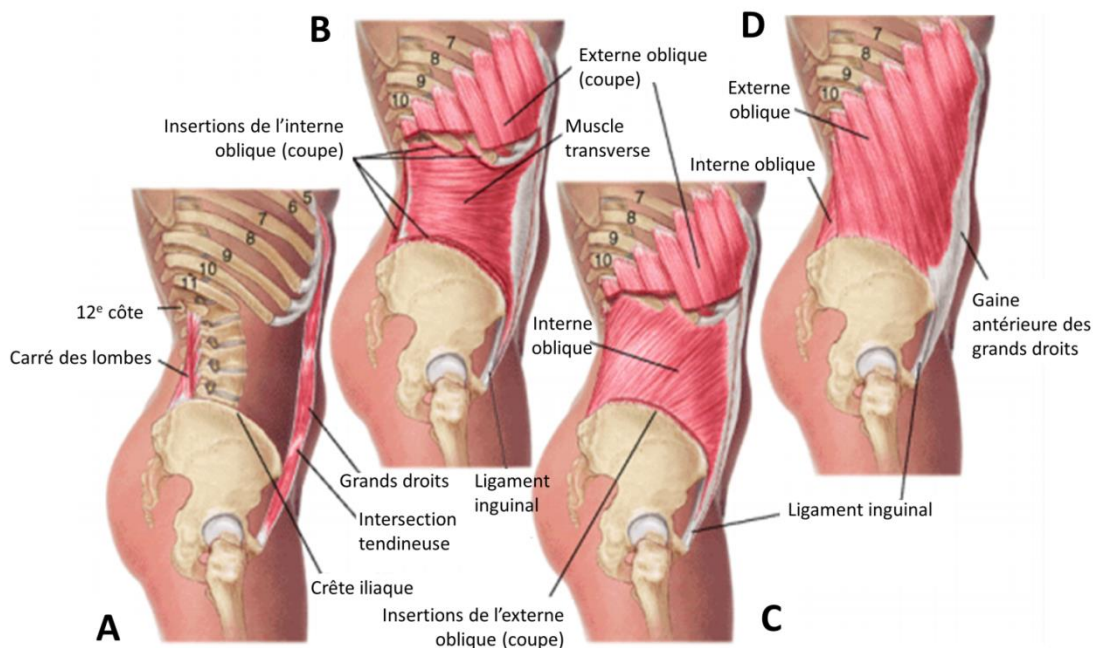


Figure 1.8 : Représentation de l'orientation des fibres musculaires des muscles grands droits (A), transverses (B), internes obliques (C) et externes obliques (D) ; (Adapté de Moore and Dalley 2018)

1.1.4.3. Physiologie de la paroi abdominale

La paroi abdominale permet le maintien des viscères dans la cavité abdominale et les protège des agressions extérieures. Son caractère souple permet également la régulation de la

pression intra-abdominale (PIA), notamment par sa distension lors de hausses du niveau de la PIA. Les muscles abdominaux permettent également la stabilisation et la flexion du tronc ainsi que la rotation du thorax.

Un des rôles les plus importants de la paroi abdominale est de participer à la respiration : elle se relâche durant l'inspiration, s'adaptant ainsi à l'expansion de la cavité thoracique et au déplacement vers le bas des viscères abdominaux pendant la contraction du diaphragme (Figure 1.9). Durant l'expiration, elle se contracte afin d'assister l'élévation des coupes diaphragmatiques, entraînant ainsi la réduction du volume thoracique. Le muscle transverse est le principal muscle abdominal impliqué dans la respiration. Son rôle est à la fois antagoniste et collaborateur du diaphragme.

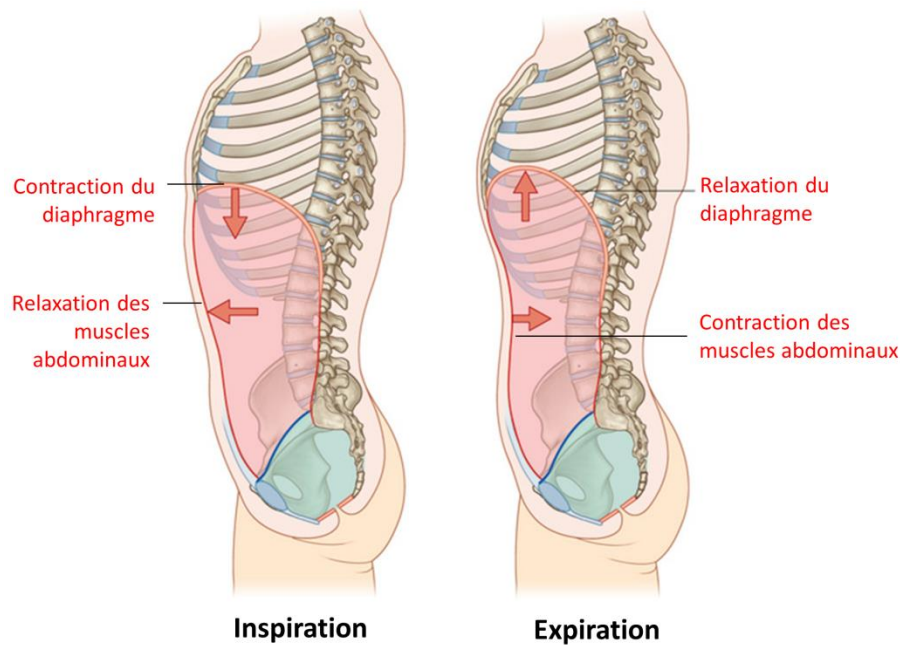


Figure 1.9 : Mécanisme de la respiration ; interactions entre le diaphragme et la paroi abdominale ; (adapté de Drake et al. 2009)

Lors de la contraction, les muscles abdominaux ont un rôle de compression des viscères. Cette compression est essentielle notamment pour l'accouchement, le vomissement, la miction ou la défécation (Figure 1.10).

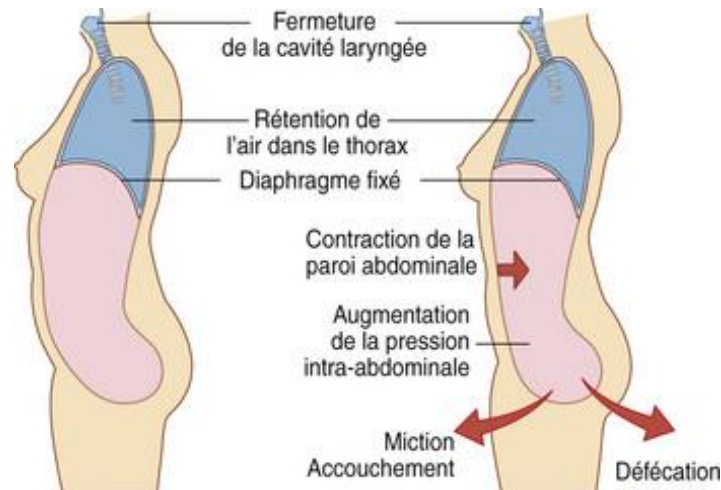


Figure 1.10 : Effets de la contraction des muscles abdominaux lors de la rétention de l'air dans le thorax (voies aériennes fermées) sur la pression intra-abdominale ; (Drake et al. 2009)

1.1.5. Pression intra-abdominale

Au sein de la cavité abdominale règne la PIA, classiquement exprimée en mmHg (1 atm = 760 mmHg, 1 mmHg = 1.33 mbar). La définition de la PIA admise par les cliniciens est la suivante (Malbrain et al. 2006) : « La PIA est la pression à l'état d'équilibre régnant dans la cavité abdominale ».

Des niveaux de PIA trop élevés peuvent occasionner de l'hypertension intra-abdominale et le syndrome du compartiment abdominal des patients en unité de soins intensifs. Ce syndrome touche plus de la moitié des patients admis en soins intensifs (Kirkpatrick et al. 2013) et est associé à de graves conséquences sur les plans respiratoires et hémodynamiques qui peuvent impacter la survie du patient (Malbrain et al. 2006). Par conséquent le suivi de la PIA chez tous les patients en situation critique est devenu standard (Sugrue et al. 2002) et le développement de techniques de suivi de la PIA a suscité un vif intérêt au sein de la communauté médicale depuis les années 1800 (Marson 1819).

La mesure directe de la pression au sein de la cavité abdominale étant extrêmement invasive, les techniques conventionnelles reposent sur des mesures de pression au sein des organes creux de l'abdomen (vessie, estomac, rectum). Ces techniques conventionnelles se basent sur l'hypothèse que le contenu de l'abdomen peut être considéré comme relativement non compressif et principalement fluide car composé intégralement d'organes mous. Par conséquent le principe de pression hydrostatique de Pascal indiquant que « toute pression exercée sur un liquide se transmet par lui intégralement et dans toutes les directions »

s'applique au contenu abdominal et les mesures des variations de pressions effectuées en différents points de l'abdomen reflètent les variations de PIA (Malbrain et al. 2006).

Diverses études valident cette hypothèse. La mesure de la pression intravésicale a été validée cliniquement comme identique à la pression intra-péritonéale (Iberti et al. 1989). Des auteurs ont démontré la force de la corrélation entre la mesure de la PIA par voie transvésicale, transgastrique et transpéritonéale directe chez le porc (Gudmundsson et al. 2002; Wise et al. 2017) et chez l'homme au repos (Sugrue et al. 1994). Une étude a également prouvé l'excellente corrélation ($r^2 > 0.9$) entre la pression intrapéritonéale mesurée à travers un trocart durant une chirurgie laparoscopique et la pression intragastrique mesurée par un cathéter à ballonnet durant la respiration, la pulsation cardiaque et la compression manuelle de l'abdomen en position couchée et en position de Trendelenburg (Turnbull et al. 2007). Enfin une étude a mesuré des pressions similaires de pression intragastrique et intravésicale pendant la toux, le soulèvement de poids et les vomissements (Iqbal et al. 2008).

Parmi ces méthodes, la mesure intravésicale a été la plus largement adoptée dans le monde en raison de sa simplicité et de son coût minime. Elle nécessite l'instillation d'un volume de 25ml de solution physiologique stérile dans la vessie via une sonde urinaire et permet ensuite le suivi de la PIA grâce à un transducteur de pression composé d'une membrane sensible à la pression appliquée par la solution saline (Rozov et al. 2004). Cependant cette technique présente plusieurs limites : elle est invasive, discontinue. Elle nécessite des manipulations de cathéters par une infirmière, ce qui consomme du temps de soin et entraîne des risques infectieux supplémentaires pour le patient. Et elle peut être totalement contre-indiquée en cas de traumatisme vésical ou pelvien, vessie neurologique, chirurgie prostatique, chirurgie urologique basse avec adhérences pelviennes, vessie radique. Dans tous ces cas, la PIA doit être mesurée par voie gastrique.

Des études ont montré que la PIA varie durant les activités quotidiennes. Elle augmente avec l'inspiration (contraction du diaphragme) et diminue avec l'expiration (relaxation diaphragmatique) (Malbrain et al. 2006) (Figure 1.9). Egalement, la contraction des muscles de la paroi abdominale peut accroître nettement la PIA quand le diaphragme est en position fixe (Figure 1.10). L'air est maintenu dans les poumons par la fermeture des valves laryngées au niveau cervical. Une PIA accrue participe à vider le contenu de l'ampoule rectale et facilite l'accouchement. Une revue des travaux portant sur la quantification des niveaux de PIA induits par différentes activités quotidiennes et exercices physiques est proposée section 1.3.1.

1.2. Pathologies de la paroi abdominale antérolatérale

1.2.1. Hernies primaires et incisionnelles

Les hernies sont le résultat d'un conflit mécanique entre les contraintes appliquées à la paroi et la résistance des tissus. Les forces en jeu dans ce conflit mécanique sont illustrées Figure 1.11. Si les contraintes mécaniques exercées dans la paroi dépassent la contrainte maximale avant rupture des tissus, alors une rupture de la paroi abdominale va être amorcée. Ces contraintes importantes sont le plus souvent générées lors d'une hausse soutenue de la PIA par exemple lors d'une contraction intense des muscles abdominaux (Awad et al. 2005). Les ruptures apparaissent dans une zone de faiblesse qui est soit naturelle (ombilic, faiblesse de la ligne blanche médiane), on parle alors de hernies primaires, soit acquise (cicatrice post-chirurgicale), on parle alors de hernies incisionnelles. Sont exclues de cette étude les hernies inguinales et fémorales qui ne sont pas localisées sur la paroi abdominale mais au niveau de l'aîne.

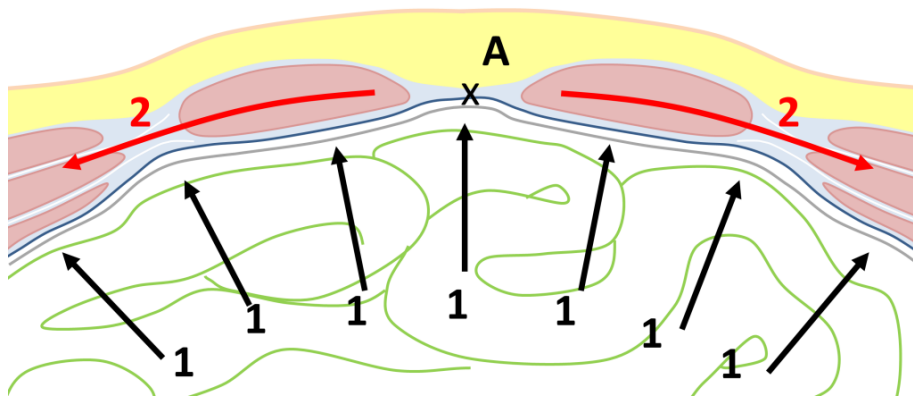


Figure 1.11 : Forces de pression intra-abdominale appliquées sur face interne de la paroi abdominale (1) et effort de traction résultant (2) agissant sur la ligne blanche (A)

Lorsque la paroi est rompue, la surpression naturelle de la cavité abdominale pousse les tissus à traverser progressivement l'orifice et les tissus adipeux sous-cutanés. Le péritoine forme alors un sac herniaire dans lequel des parties de l'intestin grêle et du côlon peuvent se loger (Figure 1.12). De nombreuses hernies primaires et incisionnelles sont asymptomatiques, mais certaines sont le siège d'incarcération ou d'étranglement, entraînant une douleur et nécessitant une intervention chirurgicale en urgence.

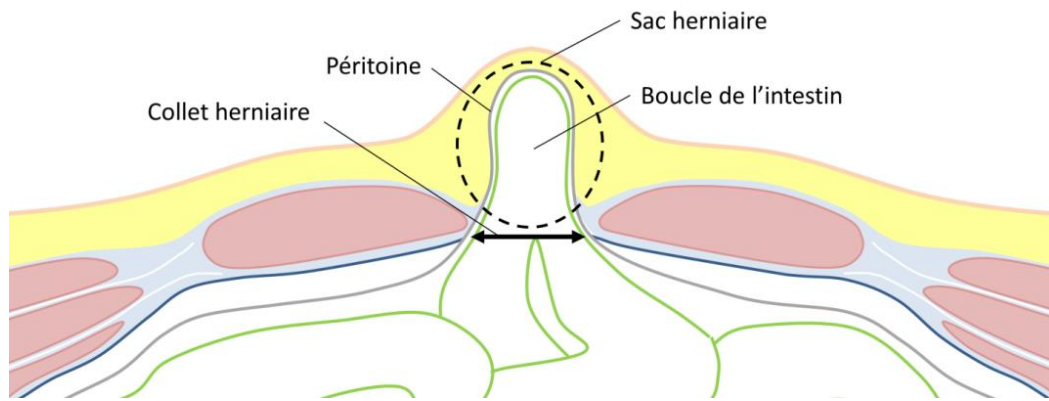


Figure 1.12 : Hernie abdominale de la ligne blanche

Dans des études rétrospectives, plusieurs auteurs se sont intéressés à la détection des facteurs de risque. Plusieurs facteurs entrent en jeu lors de la formation d'une hernie primaire ou incisionnelle. Pour les hernies primaires, le facteur génétique semble prédominant (Kroese et al. 2018). Pour les hernies incisionnelles d'autres facteurs ont été identifiés. La littérature recense des facteurs liés au contexte de l'intervention chirurgicale tels que la taille de la hernie, l'infection du site chirurgical, la chirurgie d'urgence ou la ré-opération précoce (Regnard et al. 1988; Sugerman et al. 1996). Sont également recensés des facteurs de risques associés à la morphologie comme l'indice de masse corporelle (IMC) et l'épaisseur de la graisse sous-cutanée (Sugerman et al. 1996; Itatsu et al. 2014) ou associés à la consommation de tabac (Slater et al. 2015).

Il est intéressant de relever que parmi ces facteurs de risques, aucune notion de mécanique et de propriétés des tissus des patients n'est rapportée. On peut aisément imaginer qu'entre deux individus, l'individu dont la paroi abdominale possède les meilleures propriétés mécaniques d'élasticité (capacité d'un tissu à retrouver sa forme initiale après décharge) et une contrainte à la rupture plus élevée présentera moins de risques de souffrir d'une hernie abdominale. Cependant à l'heure actuelle en pratique courante, les cliniciens ne disposent pas d'outils d'évaluation des propriétés mécaniques de la paroi abdominale du patient qu'ils vont opérer. Très récemment toutefois, le concept d'évaluation de la « compliance » spécifique de la paroi abdominale du patient durant une réparation par laparoscopie a fait son apparition (Ott 2019). La « compliance » est définie comme le rapport du volume abdominal créé par l'insufflation de CO₂ par la PIA imposée. Elle donne une information directement liée à la souplesse des tissus de la paroi qui semble prometteuse pour la détection des patients présentant un risque de récurrence.

1.2.2. Classification des hernies

La taille, la localisation et les antécédents des hernies peuvent varier et nécessitent une classification. Cette classification permet, notamment, la standardisation de l'approche chirurgicale et l'évaluation du risque de récurrence du patient.

La classification la plus efficace a été réalisée par la European Hernia Society, en 2009 (Muysoms et al. 2009). Elle propose une classification différenciée entre les hernies primaires et les hernies incisionnelles.

Pour les hernies primaires, les deux facteurs discriminants sont la taille et la localisation. En ce qui concerne la taille, on distingue les hernies de petite dimension (diamètre du défaut pariétal inférieur à 2 cm), moyenne (diamètre entre 2 et 4 cm) et grande (diamètre supérieur entre 4 et 10 cm). À noter que certains auteurs proposent également une classification supplémentaire dans le cas (rare) d'hernies géantes qui présentent un diamètre supérieur à 10 cm. Quatre localisations distinctes sont identifiées pour l'apparition des hernies primaires : deux localisations médianes (épigastrique et ombilicale) et deux localisations latérales (spigelienne et lombaire) (Figure 1.13).

Les hernies incisionnelles sont plus difficiles à classer car elles présentent une plus grande diversité. Les cliniciens se sont donc accordés sur la division entre les hernies incisionnelles de la ligne médiane (divisées en 5 hauteurs de la symphyse pubienne au processus xiphoïde) et les hernies incisionnelles latérales (réparties selon 4 quadrants divisant la zone latérale de la paroi abdominale) (Aluja-Jaramillo et al. 2021). La longueur et la largeur entrent également en compte ainsi que le caractère récurrent ou non.

1.2.3. Diagnostic

Le diagnostic est aujourd'hui purement clinique. Celui-ci est centré sur la palpation des orifices herniaires, de l'ombilic et toutes les cicatrices de laparotomie présentes. En règle générale, il est demandé au patient de tousser ou de réaliser la manœuvre de Valsalva (contraction abdominale maximale), ce qui fait augmenter la PIA et ainsi ressortir le sac herniaire pendant que l'examineur palpe la paroi abdominale (Figure 1.14).

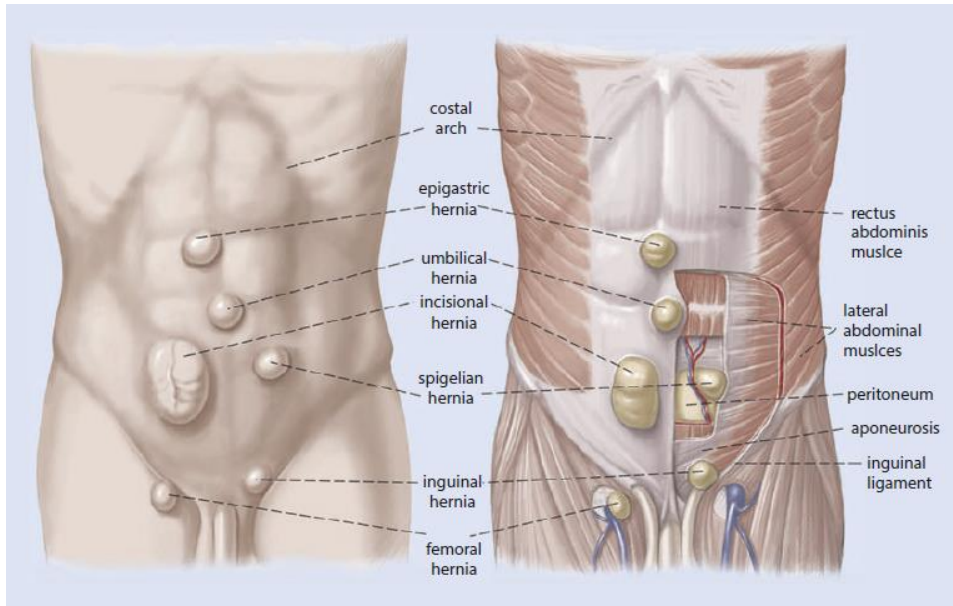
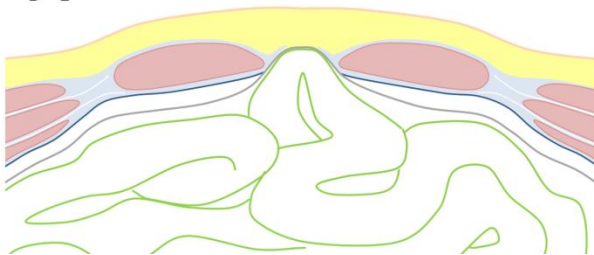


Figure 1.13 : Localisation et nomenclature des hernies ; les hernies lombaires, situées dans des régions de faiblesse de la paroi abdominale dorsale ne sont pas illustrées sur la figure ; (Köckerling and Sharma 2018)



A



B

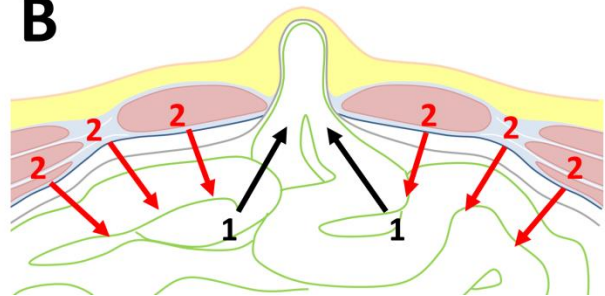


Figure 1.14 : Effet de la toux sur le volume du sac herniaire chez une patiente souffrant d'une hernie incisionnelle de la ligne blanche; A : position de repos ; B : Effort de toux et augmentation du volume herniaire ; Sur le schéma, les flèches rouges représentent les efforts appliqués par la contraction musculaire sur le contenu abdominal (2) et les flèches noires représentent les efforts résultants sur le sac herniaire (1)

Les recommandations actuelles ne préconisent pas d'imagerie médicale pour le diagnostic d'une hernie. Cependant, il est courant que les médecins généralistes prescrivent une

échographie lors du premier diagnostic (Figure 1.15). Cette échographie réalisée lors d'un effort de contraction est prescrite notamment pour démasquer une hernie asymptomatique n'apparaissant pas lorsque le patient est au repos. C'est une imagerie qui permet la mesure de la taille du défaut pariétal. Cependant la visualisation de la hernie est délicate compte-tenu de la qualité d'image et du contraste et elle apporte peu, voire pas, d'information que le chirurgien ne pourrait déterminer par palpation.

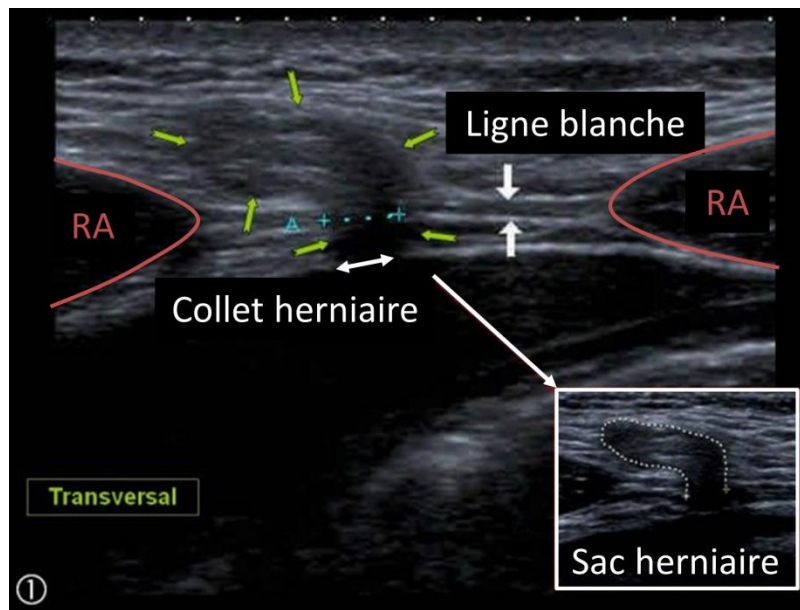


Figure 1.15 : Echographie d'une hernie de petite taille à travers la ligne blanche, entre les deux muscles droits de l'abdomen ; adapté de <https://www.image-echographie.net/?r=8&ssr=104&a=846>

En cas de hernie abdominale complexe, ou lors d'un doute sur le diagnostic clinique, un examen d'imagerie médicale par tomographie peut être demandé par le chirurgien. Cet examen vise à définir la morphologie de la hernie, son contenu, la qualité de la musculature abdominale et à identifier toute complication qui compromettrait la réparation. Durant cet examen une acquisition 3D est réalisée. Sur les images obtenues, un radiologue peut effectuer la mesure manuelle de la largeur du défaut dans les directions transverses et longitudinales (Figure 1.16). Cette mesure va permettre de guider le choix du chirurgien sur la technique chirurgicale et les dimensions de l'implant qui sera utilisé pour renforcer la paroi (détaillé dans la section 1.2.4).

Le calcul du rapport entre le volume herniaire et le volume total de la cavité abdominale peut aussi être réalisé pour estimer la difficulté que rencontrera le chirurgien pour réintégrer les viscères au sein de la cavité. Certains auteurs (Sabbagh et al. 2011; Halligan et al. 2018) indiquent que si le volume herniaire représente plus de 20% du volume de la cavité

abdominale, alors on observe une perte du « droit de cité » du contenu herniaire. Cette perte du « droit de cité » cause une plus grande difficulté de fermeture de la paroi durant l'opération et un risque d'hyperpression abdominale en cas de réintégration du contenu abdominal sans associer des techniques permettant de relâcher la paroi (séparation compartimentale par exemple).



Figure 1.16 : Acquisition tomographique axiale préopératoire montrant une hernie de la ligne blanche contenant de l'intestin grêle; le sac herniaire est entouré de pointillés blanc et la largeur du défaut dans la direction transverse est indiquée par une flèche ; (adapté de Halligan et al. 2018)

Une acquisition tomographique durant une manœuvre de Valsalva peut également être demandée par le chirurgien. L'augmentation de la PIA occasionnée par cette manœuvre fait augmenter le volume herniaire (Figure 1.17), ce qui permet d'améliorer significativement la détection des hernies abdominales (Jaffe et al. 2005). A l'heure actuelle, ce type d'acquisition relève plus du domaine de la recherche que de la pratique clinique.

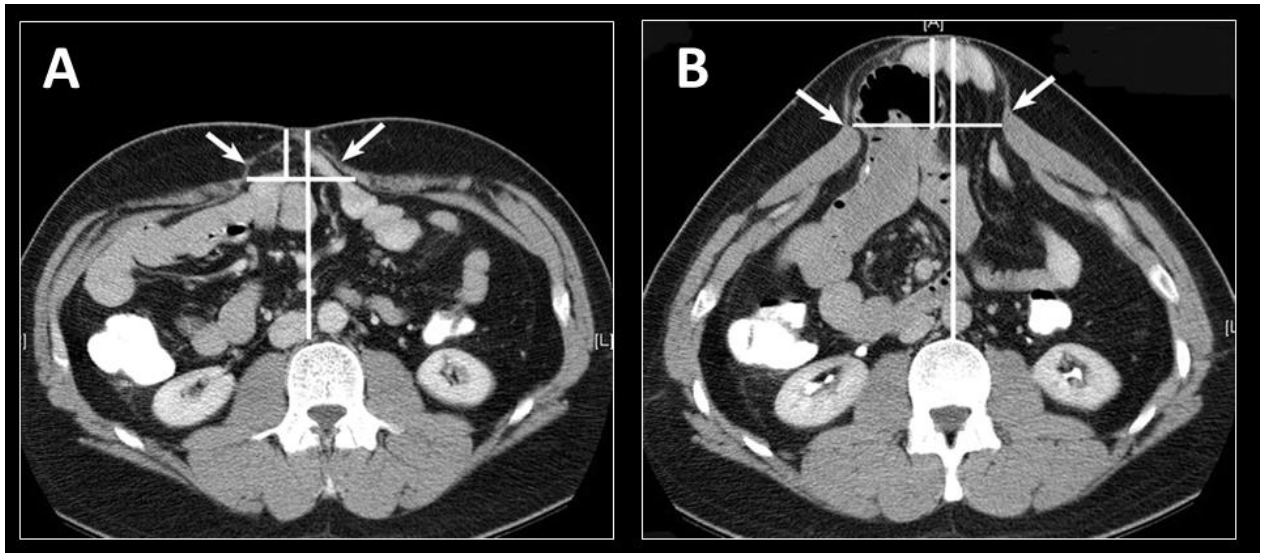


Figure 1.17 : Tomographie d'un homme de 40 ans souffrant d'une hernie de la paroi abdominale ; A : position de repos, la déficience de la paroi abdominale antérieure est indiquée par des flèches ; la ligne horizontale indique le diamètre transversal de l'ouverture de la hernie. La ligne verticale courte indique la mesure antéro-postérieure du sac herniaire ; B : manœuvre de Valsalva montrant une protrusion supplémentaire de la graisse viscérale et de l'intestin grêle dans le sac herniaire (flèches) ; le diamètre de la hernie et la mesure antéro-postérieure du sac herniaire sont considérablement augmentés ; (Adapté de Jaffe et al. 2005)

Des techniques avancées et non invasives pourraient largement améliorer la détection des pathologies de la paroi abdominale. Cependant, la littérature ne recense que peu d'études sur le sujet. Quelques auteurs ont investigué l'imagerie cinétique par IRM qui s'est révélée être un outil de choix pour l'évaluation de l'adhérence entre les viscères et l'implant prothétique utilisé lors de la réparation. Cette adhérence peut compromettre sévèrement le fonctionnement physiologique du contenu abdominal et nécessiter une nouvelle opération. Elle crée une altération de la mobilité du contenu abdominal qui est efficacement détectée sur les images d'IRM cinétique. Grâce à une analyse visuelle des images, l'efficacité de la détection des adhérences entre viscères et implant (précision globale de 90%) a été prouvée (Lang et al. 2008). Sur le même type d'images, d'autres auteurs ont testé des méthodes de post-traitement basées sur la segmentation manuelle du contenu abdominal et de la paroi abdominale et sur des techniques de recalage d'images afin de quantifier le glissement ou l'absence de glissement (adhérence) entre la paroi abdominale et le contenu abdominal durant des cycles respiratoires (Fenner et al. 2014; Randall et al. 2017). Ces études ont obtenu des résultats concordant avec le jugement clinique dans 84% des cas et encouragent le développement de nouvelles techniques d'acquisition et de post-traitement d'IRM cinétique pour la détection des anomalies structurelles de la paroi abdominale.

1.2.4. Traitement

La chirurgie est la seule solution pour réparer la hernie et refermer le défaut de la paroi. Plusieurs paramètres de cette chirurgie peuvent varier en fonction des caractéristiques de la hernie (taille, localisation, antécédents), de la morphologie du patient et des techniques propres à chaque chirurgien. Ces paramètres sont la voie d'abord chirurgicale, le type de fermeture, le positionnement et le type d'implant.

Deux voies d'abord se distinguent. La première est la laparotomie qui consiste à ouvrir le ventre avec une incision unique et d'accéder directement au sac herniaire (Figure 1.18). La seconde, nommée laparoscopie (ou cœlioscopie), repose sur plusieurs petites incisions qui permettent d'introduire une caméra et des instruments chirurgicaux dans le ventre après l'avoir gonflé avec du dioxyde de carbone.

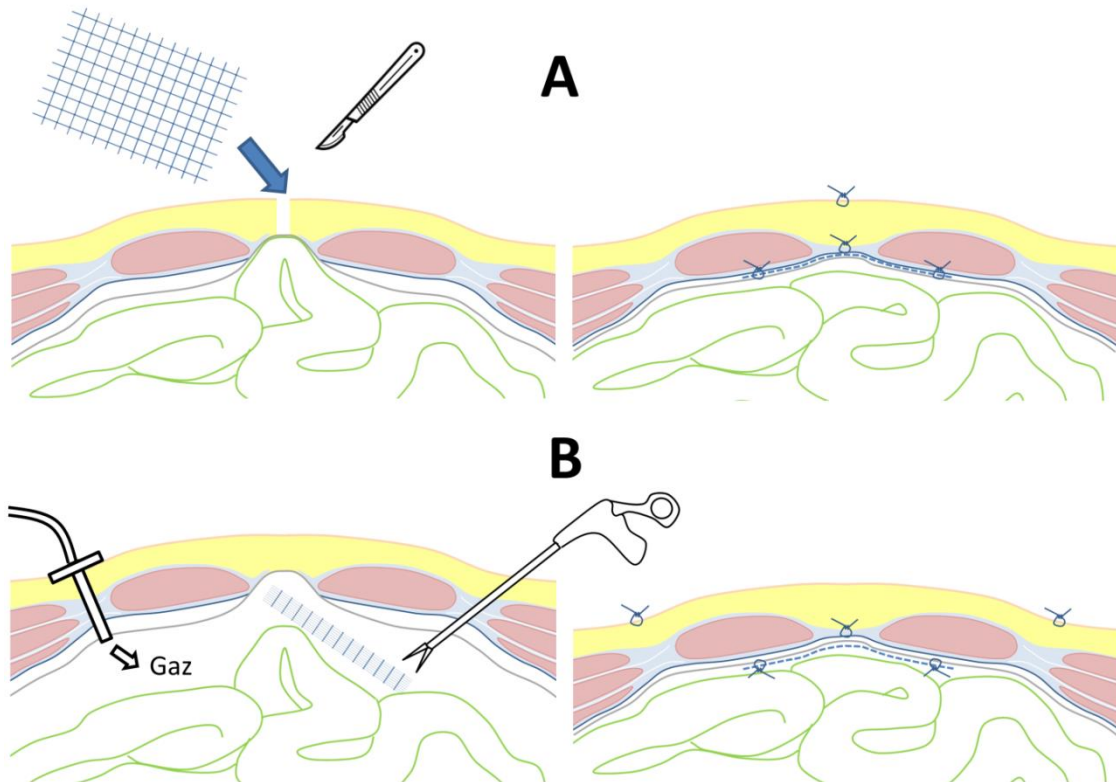


Figure 1.18 : A : Schéma de réparation d'une hernie de la ligne blanche par laparotomie avec pose d'un implant prothétique prépéritonéal ; B : Schéma de réparation d'une hernie par laparoscopie avec insufflation de gaz permettant d'augmenter le volume intra-abdominal et de faciliter la pose d'un implant intrapéritonéal.

Après avoir réduit et réintégré la hernie ou l'événtration, le chirurgien va refermer la paroi abdominale. Pour cela, il peut procéder à une suture simple ou bien utiliser un implant prothétique résorbable ou non-résorbable pour venir renforcer la paroi. Bien que la suture simple soit toujours utilisée, notamment dans le cas des hernies de petite taille, l'usage de l'implant prothétique s'est largement généralisé. En effet plusieurs études prouvent que l'usage d'un implant réduit significativement le taux de récurrence entre 10% et 23% sans pour autant augmenter les infections du site opératoire, les séromes, les hématomes ou les douleurs chroniques (Henriksen et al. 2020).

L'implant peut être placé à différents niveaux de profondeur de la paroi abdominale allant du positionnement supra-aponévrotique sous la graisse sous-cutanée, au positionnement intra-péritonéal (Figure 1.19). A nouveau le consensus n'existe pas et le choix dépend le plus souvent du type d'implant et de la technique du chirurgien.

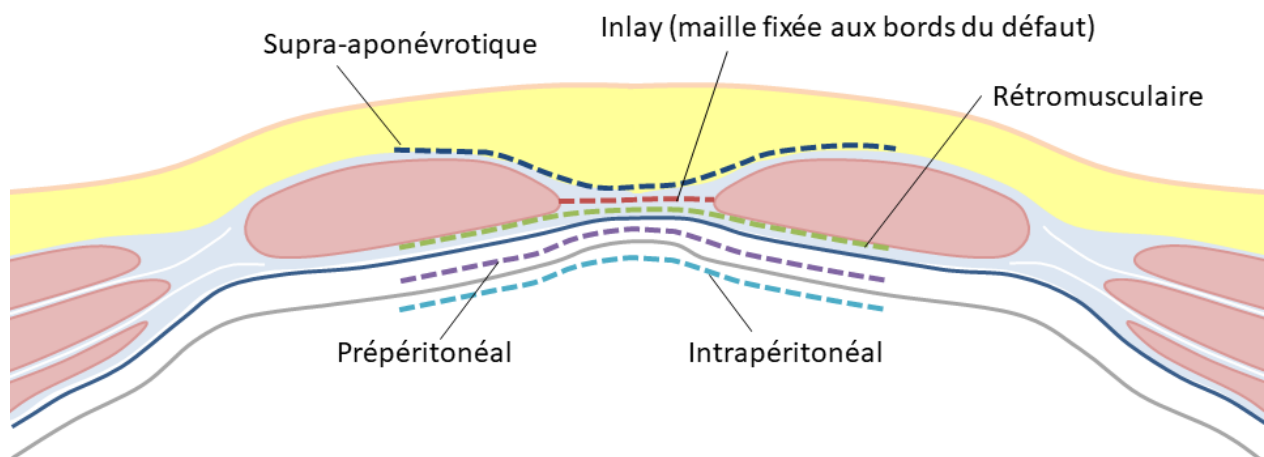


Figure 1.19 : Différents positionnements de l'implant prothétique dans la réparation des hernies abdominales

Parmi les nombreux implants sur le marché (plus de 200 modèles), on distingue trois types d'implants principaux : les implants synthétiques non-résorbables (polypropylène, polytétrafluoroéthylène, polyester), les implants synthétiques résorbables (à base de poly-4-hydroxybutyrate, acide polyglycolique, carbonate de triméthylène) et les implants biologiques (à base de derme, péricarde, rumen ou sous-muqueuse d'intestin grêle provenant d'une source humaine, porcine ou ovine) (Deeken and Lake 2017). Un implant efficace doit : limiter la fibrose des tissus, avoir une résistance mécanique appropriée au lieu d'implantation, s'intégrer rapidement et protéger les viscères des adhérences sur le site de la réparation.

Les recommandations de l'European Hernia Society concernant la réparation des hernies restent limitées à cause de la grande variété des situations pathologiques (dimension et localisation des défauts, antécédents, morphologie du patient) et du manque d'études de qualité sur le sujet. Les principales recommandations sont les suivantes : utiliser un implant prothétique afin de réduire le taux de récurrence, favoriser l'approche ouverte avec un implant plat placé en préperitonéal. Une approche laparoscopique peut être envisagée si le défaut de la hernie est important ou si le patient présente un risque accru de morbidité de la plaie (Henriksen et al. 2020).

Les recommandations durant la phase de convalescence post-opératoire sont notamment de limiter l'activité sportive et professionnelle et de porter une ceinture abdominale de maintien pendant 1 à 2 mois (Figure 1.20). Cette ceinture a pour objectif thérapeutique de compenser temporairement l'insuffisance musculaire de la paroi et de favoriser la cicatrisation grâce au soutien compressif. Par son soutien, elle limite l'élongation locale de la zone de cicatrisation. Cependant à l'heure actuelle, aucune étude ne semble s'être intéressée à l'influence de la ceinture sur la prévention de la récurrence (Gillion et al. 2019).



Figure 1.20 : Ceinture abdominale post-opératoire; modèle Digibelt® de la marque Cerecare

1.2.5. Epidémiologie et enjeux socio-économiques

La réparation des hernies abdominales (primaires et incisionnelles) est un acte très fréquent du chirurgien viscéral. Plus de 45 000 cures de hernies incisionnelles ont été réalisées en 2017 en France et environ 500 000 hernies abdominales sont réparées chaque année aux Etats-Unis

(Gillion et al. 2019; Miller and Novitsky 2019). Si l'on regarde de manière plus large toutes les interventions de chirurgie digestive qui nécessitent l'ouverture puis la fermeture de la paroi abdominale pour accéder aux organes internes, ce sont plus de 360 000 laparotomies (ouverture large de l'abdomen) et autour de 290 000 laparoscopies (ouverture limitée) qui sont réalisées annuellement en France (Le Huu Nho et al. 2012). Chacune de ces interventions crée une zone de faiblesse dans la paroi abdominale du patient et peut potentiellement occasionner une éventration future.

En parallèle, la réparation des hernies est également une procédure relativement artisanale car les chirurgiens sont confrontés à un manque de données scientifiques pour les guider dans leur prise de décision et cela se traduit par un faible consensus sur la stratégie de traitement, même parmi les chirurgiens expérimentés (Kokotovic et al. 2017). L'utilisation du renfort prothétique a amélioré les résultats de la chirurgie initialement entre 31% et 54% en fermeture par suture simple (Luijendijk et al. 2000). Cependant des travaux récents montrent toujours des taux alarmants de récurrence des cures d'éventrations. Une étude française relève 18% de récurrence à un an et 28% à deux ans (Gillion et al. 2019). Le registre espagnol des éventrations (EVEREG) trouve 20.7% à un an sur 4500 patients toutes hernies abdominales confondues avec 18.1% et 30.6% pour les hernies primaires et incisionnelles respectivement (Pereira et al. 2016).

A plus long terme le taux de récurrence peut atteindre 37% des cures de hernies primaires et 64% pour une première éventration post-opératoire à 10 ans. Ce taux peut atteindre 73% s'il s'agissait déjà d'une récurrence, menant les cliniciens à parler de « cercle vicieux des complications » (Figure 1.21) (Holihan et al. 2015).

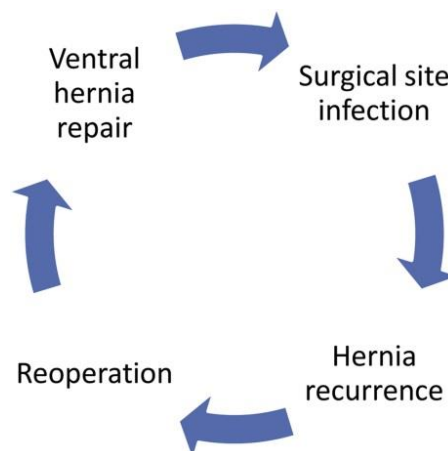


Figure 1.21 : Le cercle vicieux des cures d'hernies abdominales ; (Holihan et al. 2015)

Ces échecs de la chirurgie résultent de plusieurs facteurs divisés entre les facteurs liés au patient (augmentation trop importante de la PIA et diminution de l'intégrité des tissus) et les facteurs liés à la technique de réparation (infection du site d'implantation, distraction latérale de l'implant, fixation inadéquate, recouvrement inadéquat, hernie manquée lors de l'opération) (Awad et al. 2005). Le fait que le facteur « hernie manquée » apparaisse dans cette classification est un indice de plus soulignant le besoin d'un diagnostic plus approfondi en préopératoire pour s'assurer de la détection de tous les défauts pariétaux.

Une hernie abdominale entraîne une gêne, des douleurs et souvent une incapacité partielle ou totale de poursuivre une vie professionnelle ou personnelle normale. La complication grave et redoutée des hernies est l'étranglement, correspondant à une occlusion qui met en jeu le pronostic vital. L'impact économique de ces éventrations est considérable, prenant en compte le retentissement professionnel (arrêts de travail) et le coût de la prise en charge chirurgicale (réparation de la paroi avec matériel prothétique). Cet impact est estimé à un coût annuel de 200 millions d'euros en France et de 3,2 milliards de dollars aux Etats-Unis (Gillion et al. 2019; Miller and Novitsky 2019). En parallèle, le nombre de séjours avec cure d'éventration a augmenté en France de 33% durant les dix dernières années probablement en lien avec l'augmentation de l'incidence de l'obésité (Gillion et al. 2019).

1.3. Etudes expérimentales et numériques

Face à ces enjeux complexes, des travaux de recherche ont été conduits dans le but d'apporter une aide à la fois quantitative et qualitative à la compréhension des mécanismes lésionnels, à l'établissement d'un diagnostic précis et au développement d'approches chirurgicales personnalisées pour essayer d'améliorer les résultats des chirurgies abdominales, de réduire l'impact socio-économique et de briser le cercle vicieux des complications. Cette dernière section du cadre de l'étude présente une revue des études sur les déformations et les sollicitations appliquées à la paroi, sur les travaux de caractérisation mécanique des tissus de la paroi et sur les modèles numériques existants.

1.3.1. Sollicitations mécaniques

En situation physiologique, la paroi abdominale est principalement soumise aux sollicitations mécaniques engendrées par les variations de PIA. Par conséquent, la connaissance de la PIA est essentielle car elle est directement liée au risque de rupture de la

paroi abdominale. Nous allons présenter dans cette section les travaux portant sur son évaluation.

Depuis le début des années 1910 des travaux se sont intéressés à la quantification des niveaux de pression durant des situations quotidiennes ou des exercices physiques contrôlés en utilisant la technique intravésicale, intrarectale ou intragastrique. En 1911, Emerson a déterminé que la PIA normale en position allongée était similaire à la pression atmosphérique (Emerson 1911). Paramore, en 1913, a rapporté une hausse de PIA de 10 à 20 mmHg durant la grossesse (Paramore 1913). WH Wilson, en 1933, a clairement identifié les variations de pression intervenant dans la respiration. Celles-ci correspondaient à une hausse de PIA durant l'inspiration, une diminution durant l'expiration normale suivie d'une nouvelle hausse de PIA lors de l'expiration forcée liée à l'activation des muscles abdominaux (Wilson 1933).

En 2005, W. S. Cobb a réalisé une étude quantitative de la PIA qui sert actuellement de référence sur les niveaux de PIA chez les volontaires sains. Ce travail a quantifié les niveaux de pression intravésicale sur 20 volontaires sains (18-30 ans) durant différentes manœuvres de la vie quotidienne (Cobb et al. 2005). Les valeurs de PIA mesurées sont présentées Figure 1.22. Les résultats principaux de cette étude sont que la toux et le saut sur place génèrent des hausses de pressions très élevées (+107.6 et +171 mmHg par rapport à la pression de base en position allongée) et qu'il existait une corrélation positive entre PIA et IMC. Ce dernier point avait aussi été rapporté dans une étude précédente (Sanchez et al. 2001). W. S. Cobb a également observé que la position des volontaires influençait la pression intravésicale. La PIA était supérieure en position debout qu'en position assise et était minimale en position allongée. Enfin il n'a pas observé de différence entre les hommes et les femmes.

**Range of Maximum Pressures Generated for Each
Maneuver among the 20 Subjects**

Maneuver	Minimum (mm Hg)	Maximum (mm Hg)	Mean (mm Hg)	SD
Supine	-1	6	1.8	2.2
Standing	15	27	20.0	3.8
Sitting	10	21	16.7	2.9
Stairs	40	110	68.9	17.4
Abdominal crunch	7	47	26.7	10.7
Bend at waist	6	30	14.4	5.3
Bend at knees	14	30	20.6	4.4
Cough	40	127	81.4	25.6
Standing cough	64	141	107.6	23.0
Valsalva	20	64	39.7	11.0
Standing Valsalva	32	116	64.9	22.0
Jumping	43	252	171	48.4
Bench press	2	34	7.4	7.3
Arm curl	17	37	25.5	6.0

SD = standard deviation.

Figure 1.22 : Pressions maximales générées par des manœuvres variées ; (Cobb et al. 2005)

Plus récemment, en 2014, une étude a utilisé pour la première fois un capteur de pression intra-vaginal sans fil pour évaluer la PIA chez 57 femmes et dans plus de 30 tâches quotidiennes (Shaw et al. 2014). Leur analyse ne s'est pas limitée à la mesure du niveau maximal de pression atteint, mais a également proposé des mesures d'aire sous la courbe (intégrale) qui donne une information supplémentaire sur la durée de la variation de pression. La toux engendrait la PIA la plus élevée (+ 66.2 mmHg), mais l'aire sous la courbe était plus faible que pour la plupart des activités (98 mmHg.s), traduisant la hausse et diminution brutale de la PIA.

Deux auteurs se sont intéressés à la quantification des efforts internes appliqués sur la ligne blanche. La connaissance de ces efforts internes est précieuse pour le dimensionnement d'implants suffisamment résistants aux sollicitations quotidiennes. Le premier auteur, T ; Förstermann, a utilisé la simplification de Laplace pour développer un modèle géométrique qui donne une relation mathématique entre la variation de PIA, les contraintes uniaxiales, longitudinales et transverses ainsi que les rayons de courbure de la paroi abdominale. En se basant sur des essais mécaniques sur prélèvements de la ligne blanche et sur la mesure des rayons de courbure longitudinaux et transversaux de l'abdomen sur IRM, T. Förstermann a estimé que des efforts de 34 N/cm dans la direction transverse et de 15 N/cm dans la direction longitudinale sont appliqués au niveau de la ligne médiane de la paroi abdominale soumise à une PIA de 150mmHg (20kPa) (Förstermann et al. 2011).

M. A. Konerding, dans un travail purement expérimental conduit sur des sujets cadavériques, a retrouvé des valeurs similaires avec 45.9 N/cm dans la direction transverse lorsque l'augmentation de PIA atteint 150 mmHg. Il a également observé un rapport quasi linéaire entre PIA et force transverse appliquée à la ligne blanche (Figure 1.23) (Konerding et al. 2011). En faisant une simplification de la géométrie de l'abdomen comme un cylindre d'épaisseur constante soumis à une pression interne, Cobb a rapporté des efforts maximaux dans la paroi imposés par la toux et le saut de l'ordre de de 11 à 27 N/cm (Cobb et al. 2005).

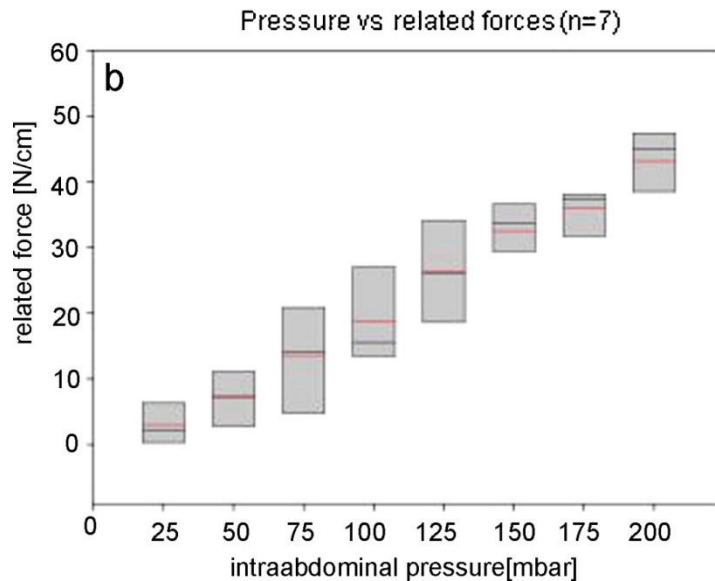


Figure 1.23 : Relation entre pression intra-abdominale et effort induit dans la direction transverse sur la ligne blanche pour 7 sujets anatomiques ; 200 mbar = 150 mmHg ; (Konerding et al. 2011)

L'ensemble des études sur la PIA a été mené en laboratoire avec des techniques très invasives. Par conséquent, la littérature manque d'informations sur les niveaux de pression dans des conditions physiologiques. Ces informations sont essentielles pour mieux connaître les conditions réelles de sollicitations. De plus, la plupart des études se sont limitées à l'analyse descriptive des variations de pression ou la mesure des niveaux maximaux. Nous disposons donc de très peu d'informations sur la dynamique des variations de pression. Enfin, les données sur les efforts internes dans la paroi abdominale sont peu nombreuses et issues de travaux soit théoriques soit expérimentaux sur sujets cadavériques. Il serait par conséquent intéressant de réaliser de nouvelles études pour confirmer ces premiers résultats.

1.3.2. Déformations mécaniques

Plusieurs études se sont intéressées à la quantification des déformations de la paroi abdominale en conditions physiologiques chez le volontaire sain et de la paroi intacte et réparée sur sujets anatomiques. Parmi ces études, on retrouve premièrement des évaluations des déformations de la surface de l'abdomen par stéréo corrélation d'images. Cette technique consiste à suivre le déplacement dans les trois dimensions de l'espace de marqueurs disposés sur la surface de la paroi abdominale grâce à deux caméras disposées de part et d'autre du volontaire.

Avec cette technique, A. Le Ruyet a mesuré sur 6 sujets cadavériques le déplacement antéro-postérieur et les déformations de la paroi selon l'axe longitudinal et transverse au niveau de la ligne médiane résultant de l'insufflation de la cavité abdominale à des pressions allant de 0 à 40 mmHg (Le Ruyet et al. 2020). L'insufflation était réalisée après avoir enlevé la peau et la graisse sous-cutanée recouvrant la paroi musculo-aponévrotique. Les déplacements de la paroi abdominale dans plusieurs configurations comprenant la paroi abdominale intacte, la paroi abdominale suturée et la paroi abdominale réparée avec un implant prothétique ont été comparés. Lors de l'insufflation à 40 mmHg de la paroi abdominale intacte, des déplacements antérieurs allant de 60 mm à 115 mm ont été mesurés pour les différents sujets anatomiques. Les déformations (Green-Lagrange strain) de la ligne médiane les plus importantes ont été observées dans la direction longitudinale allant de 5% à 35% selon les sujets pour une pression appliquée de 40 mmHg. Dans la direction transverse l'élongation des tissus était plus marquée sur les parties latérales (muscles latéraux) que sur la zone médiane (muscles grands droits et ligne blanche). La zone médiane ne présentait que de très faibles déformations transverses (1% à 40mmHg). En faisant l'hypothèse que la répartition des contraintes imposées par la PIA est la même en tous points de la paroi, ce dernier résultat indique que la zone latérale de la paroi (muscles latéraux) est plus souple que la zone médiane (muscles droits de l'abdomen et gaines aponévrotiques) dans la direction transverse. Par ailleurs, il a été constaté que l'utilisation d'un implant prothétique, en renforcement de la ligne de suture, augmentait la rigidité (capacité à s'opposer à des déformations) de la paroi. La rigidité de la paroi augmentait également lorsqu'un implant de plus grande taille était utilisé.

Une méthodologie similaire a été testée sur patients anesthésiés lors d'une laparoscopie (n=18) (Figure 1.24) (Song et al. 2006). Lors de l'insufflation de la cavité abdominale à des

pressions allant jusqu'à 12 mmHg, la forme de la paroi abdominale est passée d'un cylindre à celle d'un dôme. Un déplacement maximal allant jusqu'à 40 mm a été observé au centre de l'abdomen alors que les marqueurs situés aux bords de l'abdomen se sont très peu déplacés à cause de leur proximité avec les structures osseuses sur lesquels viennent se fixer les muscles abdominaux (crêtes iliaques, côtes).

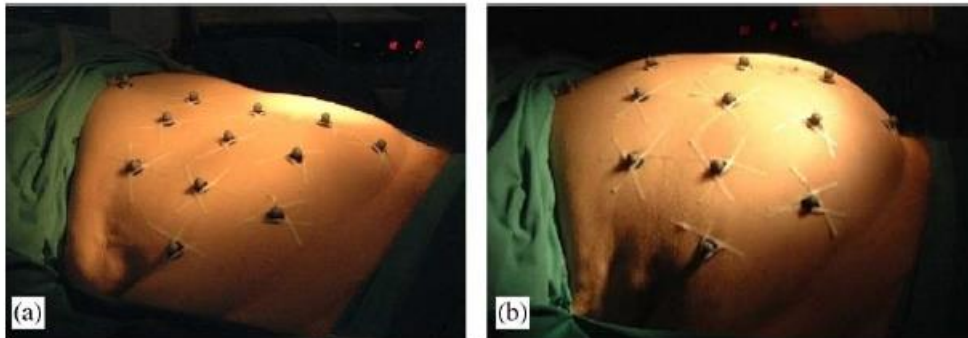


Figure 1.24 : Paroi abdominale avant insufflation (a) et lors de l'insufflation à 12 mmHg (b) ; (Song et al. 2006)

C. Song a proposé des courbes d'évolution des rayons sagittal et transverse, du déplacement de la zone centrale de l'abdomen et du volume créé dans la cavité abdominale lors de l'insufflation. Ces courbes, présentées Figure 1.25, donnent des informations essentielles pour l'évaluation biomécanique *in vivo* de la paroi abdominale. Les faibles variations du rayon de courbure transverse par rapport au rayon de courbure sagittal traduisent une plus grande rigidité de la paroi abdominale dans la direction transverse comme évoqué précédemment.

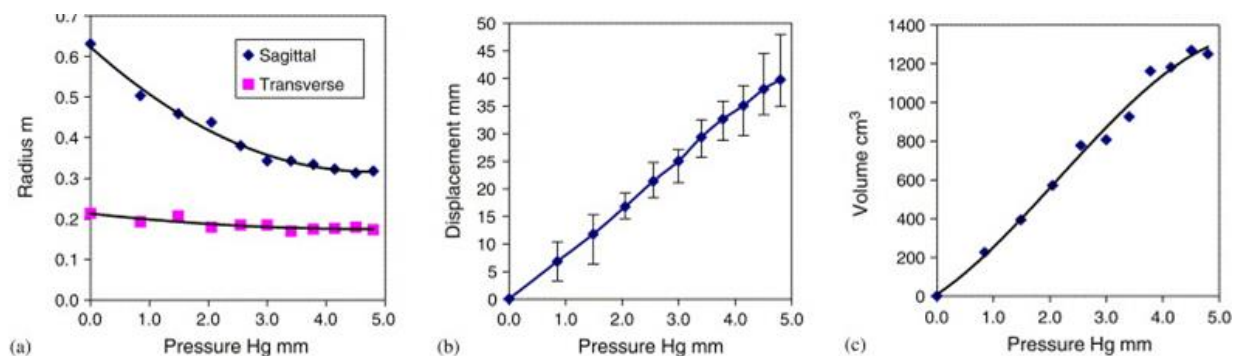


Figure 1.25 : Evolution du rayon de courbure transverse et longitudinal de la paroi abdominal lors de l'insufflation (a); Evolution du déplacement antérieur de l'ombilic (b); Evolution du volume créé dans la cavité abdominale (c); (Song et al. 2006)

La déformation de la surface de l'abdomen a été également évaluée par stéréo corrélation d'images lors de la contraction musculaire chez des volontaires sains (n=10) (Todros et al. 2019). La manœuvre de Valsalva a provoqué un soulèvement de la surface abdominale dans la région adjacente à la ligne blanche dans le sens antéro-postérieur et un abaissement simultané des côtés de la paroi abdominale dans le sens latéral-médial traduisant la contraction des muscles latéraux. Le plus grand déplacement mesuré était de 12,5 mm dans la direction antérieure. Les profils de déformation de la surface abdominale dans le plan transverse au milieu de l'abdomen sont visibles Figure 1.26.

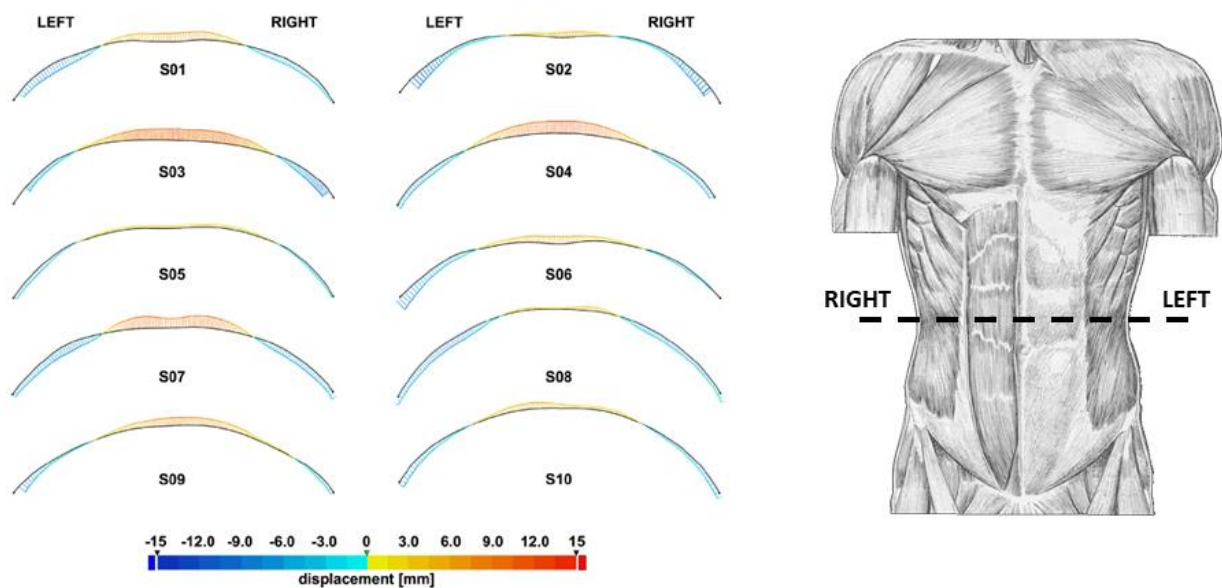


Figure 1.26 : Déplacements de la surface de la paroi abdominale lors de la manœuvre de Valsalva dans le plan transverse (localisé en pointillé sur la droite de la figure) pour 10 volontaires ; adapté de (Todros et al. 2019)

Szymczak a étudié les déformations de la surface de l'abdomen de huit volontaires sains pendant l'étirement, la flexion et la torsion maximale du tronc (Szymczak et al. 2012). Les mesures de déformations étaient déduites à partir de la mesure par stéréo corrélation d'image des mouvements relatifs de marqueurs placés sur la peau des sujets. Les déformations maximales ont été observées dans la direction longitudinale, dans la partie supérieure de la ligne médiane de l'abdomen, l'élongation de ces zones dépassait 25% (Figure 1.27). Dans les parties centrale et inférieure de la ligne médiane les déformations étaient plus faibles, entre 15% et 25%. Des déformations moyennes allant de 7% à 15%, apparaissaient dans la direction transverse dans les zones centrales et supérieures de l'abdomen (lignes C, D, Figure 1.27). Les plus faibles déformations (< 7%) étaient mesurées le long de la direction transverse au bas de l'abdomen (ligne B, Figure 1.27).

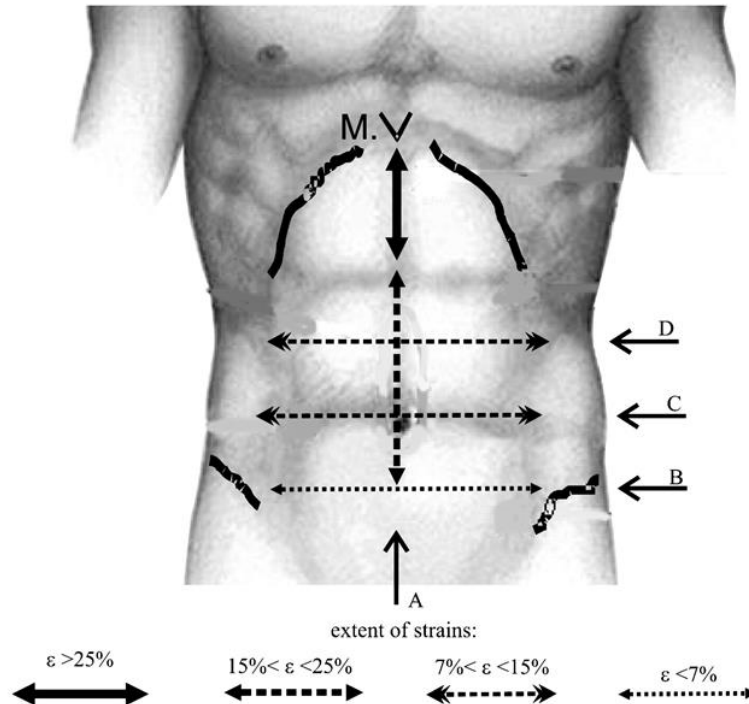


Figure 1.27 : Déformations moyennes de la paroi abdominale mesurées dans les directions longitudinale et transverse ; (Szymczak et al. 2012)

D'autres études ont utilisé l'imagerie par ultrasons (échographie) pour mesurer les variations d'épaisseur des muscles lors d'exercices de contraction abdominale. L'échographie, contrairement à l'analyse de surface, permet la visualisation des muscles profonds de la paroi abdominale. Par contre, elle ne permet qu'une visualisation locale (Figure 1.28). Ces études, ayant pour but d'étudier la corrélation entre variation d'épaisseur et activation musculaire, ont couplé les mesures d'épaisseurs avec des mesures d'activité musculaire par électromyographie (EMG).

G. Misuri a utilisé des mesures échographiques en temps réel des quatre muscles abdominaux, et a constaté une augmentation de l'épaisseur du muscle droit de l'abdomen, du transverse et de l'interne oblique pendant l'expiration, lorsque les muscles se contractaient (Misuri et al. 1997). Cette étude suggère également que le muscle transverse est le principal contributeur à la génération des hausses de PIA lors de l'expiration et que l'externe oblique semble être préférentiellement impliqué lors de la rotation du tronc. D'autres études ont également constaté que les changements d'épaisseur des muscles abdominaux étaient bien corrélés avec les mesures EMG et que par conséquent l'échographie pouvait être utilisée pour indiquer des changements dans l'activité électrique des muscles à

tout niveau d'activation (Bunce et al. 2002; John and Beith 2007). Une image échographique des muscles latéraux au repos et lors de la contraction est visible Figure 1.28.

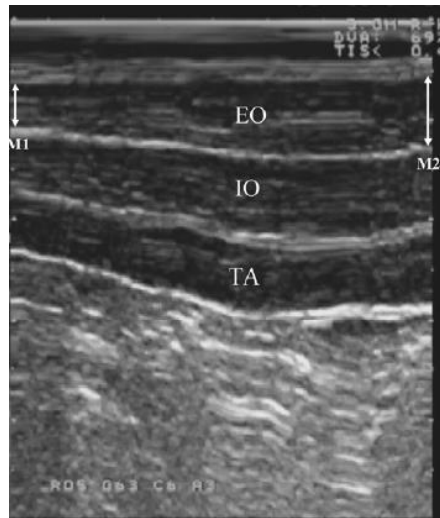


Figure 1.28 : Echographie des muscles latéraux au repos et lors de la contraction musculaire ; La flèche M1 représente l'épaisseur du muscle oblique externe (EO) au repos et la flèche M2 lors de la contraction musculaire ; IO = muscle oblique interne, TA = muscle transverse de l'abdomen ; (John and Beith 2007)

Bien que ces études apportent des informations précieuses concernant la déformation de l'abdomen lors de sollicitations variées, elles se sont limitées à une analyse locale (par imagerie par ultrasons) ou de surface (par stéréo corrélation d'image) et n'ont pas quantifié complètement les déformations des tissus profonds qui pourraient être impliqués dans la déficience de la paroi abdominale, c'est-à-dire les muscles et les gaines aponévrotiques. De plus les effectifs des cohortes de ces études sont relativement faibles ($n < 18$) limitant l'impact de leurs conclusions et soulignant le besoin d'approfondir ces évaluations.

1.3.3. Caractérisation mécanique

L'évaluation des propriétés mécaniques des tissus de la paroi abdominale est essentielle pour la compréhension de la réponse mécanique structurelle de la paroi et de l'apport des différents tissus la constituant. Elle permet également la conception d'implants chirurgicaux « bio-fidèles » c'est à dire proches des propriétés physiologiques de la paroi permettant une meilleure implantation chez le patient et le développement de modèles numériques d'abdomen.

Une étude s'est intéressée à l'évaluation de la contribution de différents éléments de la paroi abdominale (peau, muscles grands droits et gaines des grands droits) sur la réponse

structurelle de la paroi. Le protocole consistait à tester en gonflement (de 0 à 3 kPa = 22.5 mmHg) des parois abdominales prélevées sur sujets anatomiques (Tran et al. 2014). Le premier essai était réalisé sur la paroi complète et puis chaque essai suivant était réalisé après dissection successive des couches anatomiques des plus superficielles aux plus profondes (peau, graisse, gaines musculaires, muscles). En parallèle de l'insufflation, une mesure de la déformation de la surface interne de la paroi était effectuée par stéréocorrélation d'images. Les conclusions de ce travail sont que la peau, la graisse sous-cutanée et le muscle ont un rôle négligeable sur la rigidité de la paroi abdominale alors que les gaines aponévrotiques jouent un rôle prépondérant.

Les études scientifiques se sont attachées principalement à la caractérisation des propriétés mécaniques de la ligne blanche et de la gaine des muscles droits car, en plus d'être des tissus clés pour la résistance de la paroi, ils constituent la zone médiane de l'abdomen, principal lieu d'apparition des hernies primaires, principale voie d'abord chirurgical et lieu d'implantation des implants pariétaux.

Les résultats des essais de traction uni et bi-axiale sur prélèvements anatomiques *ex vivo* de ligne blanche réalisés depuis les années 1990 ont tous soulignés le caractère hautement anisotropique de la ligne blanche qui est plus rigide dans la direction transverse que longitudinale (Rath et al. 1996; Gräbel et al. 2005; Förstemann et al. 2011; Cooney et al. 2016; Levillain et al. 2016; Astruc et al. 2018). Une étude a mesuré une raideur 8 fois plus élevée dans la direction transverse que longitudinale (Cooney et al. 2016). Ces études ont également observé une non-linéarité de la réponse mécanique sous petites et grandes déformations et une importante dispersion dans les résultats.

T. Förstemann explique la non-linéarité observée durant les essais de traction par l'alignement des fibres de collagènes du tissu aponévrotique qui sont désorganisées et non-tendues à l'état initial et qui s'alignent avec l'élongation du tissu. Les fibres ne donnent de la rigidité au tissu que lorsqu'elles deviennent majoritairement alignées. Une fois les fibres complètement alignées, la courbe force élongation devient quasiment linéaire (Figure 1.29).

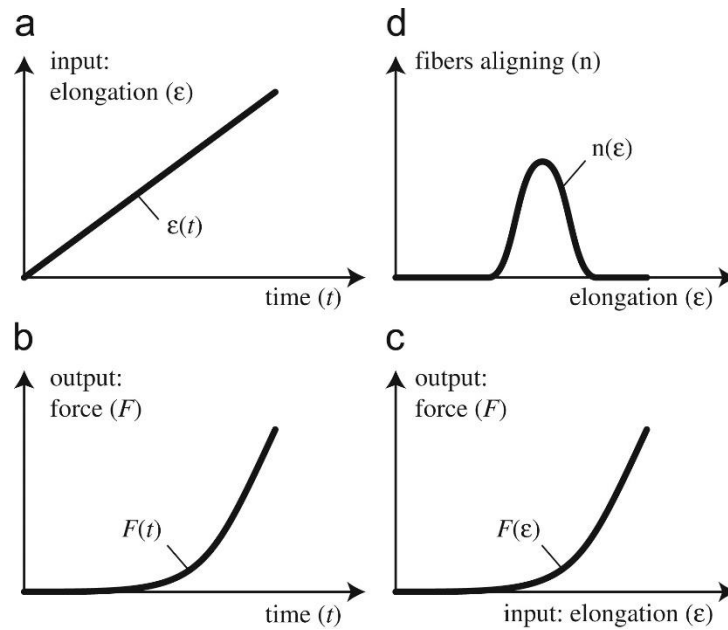


Figure 1.29 : Représentation schématique des phénomènes en jeux lors d'un essai de traction uniaxiale sur la ligne blanche ; a : élongation imposée sur l'échantillon lors de l'essai en fonction du temps ; b : Mesure de l'effort en fonction du temps durant l'essai ; c : Relation force-élongation des tissus ; d : Evolution de l'alignement des fibres du tissu en fonction de l'élongation ; (Förstemann et al. 2011)

Les études sur les gaines antérieures et postérieures des muscles grands droits révèlent un comportement mécanique similaire à celui de la ligne blanche. Mais, le nombre d'études sur le sujet est très limité (Martins et al. 2012; Ben Abdelounis et al. 2013; Astruc et al. 2018). Les valeurs des modules d'élasticité proposés par L. Astruc à partir d'essais sur 398 échantillons des différents tissus aponévrotiques sous petites (E_0) et grandes déformations (E') dans les directions longitudinales (L) et transverses (T) sont présentées Figure 1.30. Elles traduisent la forte anisotropie des tissus, la non-linéarité de leur comportement mécanique et la grande dispersion de leur module d'élasticité.

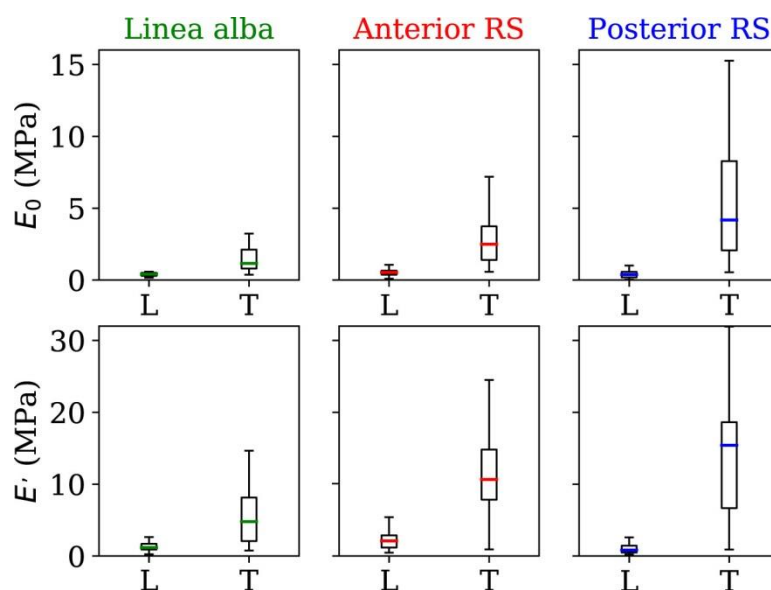


Figure 1.30 : Représentation des modules d'élasticité tangents en petite (E_0) et grande déformation (E') pour la ligne blanche (Linea alba) et les gaines antérieures et postérieures des muscles grands droits (Anterior RS et posterior RS) dans les directions longitudinales (L) et transverses (T) ; (Astruc et al. 2018)

Cette revue de littérature révèle un conflit entre les études précédentes sur deux points. Le premier point concerne la dépendance des propriétés mécaniques en fonction du sexe (homme/femme). En effet, certains auteurs ont observé des tissus plus rigides chez la femme que chez l'homme dans la direction transverse (Gräbel et al. 2005) en lien avec un nombre jusqu'à deux fois plus importants de fibres de collagène orientées transversalement que chez l'homme (Axer et al. 2001). Cependant la plupart des auteurs ne trouvent pas de différence significative des propriétés mécaniques de la ligne blanche entre hommes et femmes. Le second point de désaccord est la variabilité des propriétés mécaniques au sein d'un même tissu en fonction de la localisation notamment épigastrique ou hypogastrique, point qui n'a été observé que dans quelques études (Astruc 2019).

Très peu d'essais ont été réalisés sur les muscles de la paroi abdominale et aucune donnée, à notre connaissance, n'existe sur les gaines des muscles latéraux. Un seul travail a rapporté des résultats de tests de traction sur les muscles du lapin (Hernández et al. 2011). Des essais ont été réalisés sur l'ensemble « composite » formé par les trois muscles latéraux (oblique interne et externe et muscle transverse) et sur des couches musculaires séparées (oblique externe seul et interne oblique et muscle transverse). Les couches prises séparément ont montré un comportement plus rigide dans la direction transverse par rapport à la direction longitudinale. Après une analyse histologique, les auteurs ont montré que les fibres de collagène étaient principalement responsables de la résistance mécanique passive et de la

rigidité du tissu musculaire. Les auteurs ont également observés que la structure des muscles latéraux était assimilable à celle d'un matériau multicouche composite aux orientations de fibres croisées. Par conséquent le degré d'anisotropie était moins prononcé lorsque les trois muscles étaient testés ensemble plutôt que séparément.

Une seule étude rapporte des courbes de contrainte-déformation sur les muscles humains (Cardoso 2012). Cette étude présente des essais de traction uniaxiale dans la direction principale des fibres des tissus musculaires et aponévrotiques (gaine antérieure des droits) de 12 sujets anatomiques. Dans ce travail, M. H. Cardoso a observé que la contrainte à la rupture du tissu aponévrotique (2.86 ± 2.39 MPa) était six fois plus élevée que celle du tissu musculaire (0.47 ± 0.39 MPa) et que les muscles avaient un comportement plus souple. L'étirement à la rupture de l'aponévrose (1.56 ± 0.28) était plus faible que celui du muscle (1.92 ± 0.40). Le module d'élasticité de l'aponévrose était évalué à 9.06 MPa alors que celui du muscle était de 0.79 MPa. Globalement, M. H. Cardoso a observé des propriétés similaires pour les 4 muscles abdominaux et une grande dispersion inter-individuelle, illustrée pour le muscle transverse en Figure 1.31.

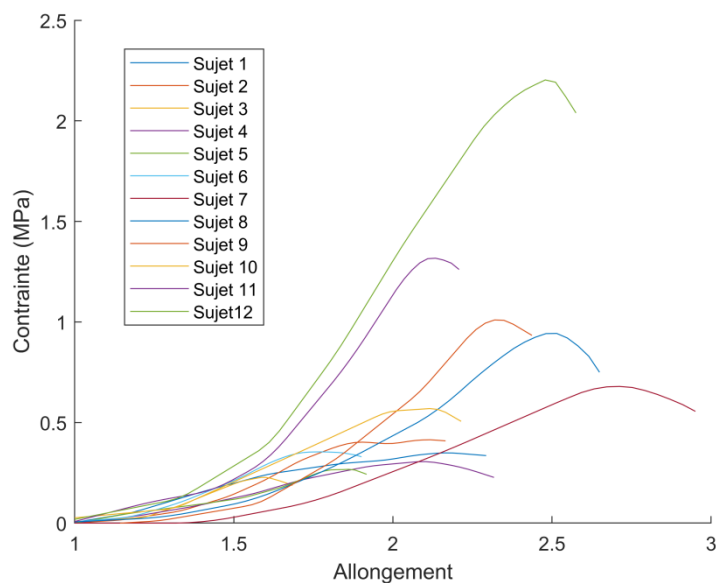


Figure 1.31 : Courbes contrainte-allongement du muscle transverse de l'abdomen lors d'un essai de traction uniaxiale dans la direction des fibres musculaires, pour 12 sujets anatomiques ; (adapté de Cardoso 2012)

Les tests présentés précédemment ont été réalisés *ex vivo* sur prélèvements de corps donnés à la science. La dégradation des tissus post-mortem influence leurs propriétés mécaniques et notamment leur rigidité. Pour éviter ce biais, quelques auteurs se sont donc penchés sur la

problématique complexe de caractériser la paroi abdominale *in vivo*. La caractérisation *in vivo* est délicate car elle ne permet pas une aussi bonne maîtrise des conditions aux limites (et notamment de l'état de repos) par rapport aux essais sur prélèvements *ex vivo* réalisés en laboratoire.

Une méthode de test en gonflement, présentée section 1.3.2, a été développée et appliquée sur humain. Cette méthode repose sur l'insufflation de la paroi abdominale lors d'une coelioscopie avec suivi de la PIA combinée à la mesure externe des déformations de la paroi par suivi de marqueurs placés sur la peau. En se basant sur plusieurs simplifications (paroi isotropique et d'épaisseur constante) permettant de convertir la PIA en contrainte de paroi, cette méthodologie permet de calculer les propriétés mécaniques de la paroi abdominale. Song *et al.* ont déduit des propriétés mécaniques dans les directions transverse et longitudinale (Song et al. 2006). Ils ont confirmé sur un nombre limité de sujets (n=18) que la paroi complète *in vivo* passive (anesthésiée, sans activation musculaire) est plus rigide en transverse (module d'Young $E = 42.5 \pm 9.0$ kPa) qu'en longitudinal ($E = 22.5 \pm 2.6$ kPa).

Enfin une seule étude, à notre connaissance, s'est intéressée à la caractérisation mécanique de la paroi abdominale *in vivo* lors de la contraction des muscles abdominaux. Les techniques employées étaient l'élastographie par ondes de cisaillement qui permet la mesure du module de cisaillement local et l'indentation permettant la mesure de la raideur locale (résistance à la déformation élastique du tissu) par appui d'une sonde sur la paroi abdominale (Tran et al. 2016). Les résultats indiquent que la contraction abdominale entraîne une augmentation significative du module de cisaillement au niveau des muscles grands-droits et des muscles latéraux, ainsi qu'une augmentation de la raideur locale (<1 N/mm au repos pour 1.6-2.2 N/mm durant la contraction).

La revue des études de caractérisation mécanique de la paroi abdominale fait état d'un effort important de caractérisation en traction des tissus conjonctifs *ex vivo* (ligne blanche et gaine des grands droits) qui montre une dispersion importante dans les résultats et des points de désaccord entre les études. Par ailleurs, très peu de données sur les autres composants de la paroi (muscles) sont reportées et peu d'efforts ont portés sur le développement d'autres méthodes de caractérisation comme le gonflement qui reproduit plus fidèlement la réalité des sollicitations physiologiques. Les données *in vivo* sont extrêmement limitées et reposent sur des cohortes relativement faibles. La contraction des muscles abdominaux est finalement très peu documentée.

1.3.4. Modélisation numérique

Le développement de modèles numériques d'abdomen ouvre des perspectives aux retombées très intéressantes pour la chirurgie de la paroi abdominale. L'analyse numérique présente l'avantage de permettre la quantification de données difficile, voire impossible, à déterminer par l'expérimentation et pourrait permettre l'évaluation ou la prédiction des contraintes mécaniques appliquées sur les tissus lors de différentes techniques chirurgicales ou la comparaison des différents modèles d'implants prothétiques par exemple. Dans cette section nous présenterons un bref tour d'horizon des modèles numériques existants de paroi abdominale.

Les années 2000 ont vu apparaître les premiers modèles numériques par éléments finis de corps entiers, notamment à destination de la modélisation des accidents de la voie publique (Behr et al. 2003). Il faut attendre les années 2010 pour voir apparaître des modèles numériques spécifiquement développés pour l'étude des pathologies de la paroi abdominale.

A l'heure actuelle, on recense deux modèles numériques de paroi abdominale qui se distinguent dans la littérature par la qualité de la reconstruction anatomique et la complexité des propriétés matériaux employés. Ces modèles ont été développés spécifiquement pour améliorer la compréhension des pathologies de la paroi abdominale et pour tester des stratégies de réparation.

On distingue tout d'abord un modèle passif, c'est-à-dire ne permettant pas de simuler la contraction musculaire. Ce modèle a été développé par Hernández-Gascón, en 2013, à partir de la reconstruction 3D de l'IRM d'un volontaire sain de 38 ans (Figure 1.32) (Hernández-Gascón et al. 2013). Ce modèle contient les muscles abdominaux, le diaphragme et le plancher pelvien, les aponévroses et le fascia transversalis. Des paramètres matériaux hyperélastiques et anisotropes issus d'expérimentations détaillées section 1.3.3 sont appliqués aux différents tissus. Lors de la simulation de plusieurs chargements physiologiques réalisés par une hausse de PIA appliquée sur la face interne du modèle, l'étude rapporte des valeurs de contraintes maximales principales dans chacun des composants de la paroi. Ces contraintes sont maximales dans la ligne blanche ($\sigma = 0.10$ MPa pour une PIA imposée de 20 mmHg), structure la plus rigide du modèle et dans la gaine antérieure des grands droits ($\sigma = 0.065$ MPa) pouvant expliquer pourquoi les hernies sont principalement localisées sur la zone médiane de l'abdomen. Hernández-Gascón conclut en affirmant que la ligne blanche est le tissu le plus impliqué dans la stabilité mécanique de la

paroi abdominale. Il est intéressant de relever que ce modèle numérique a également été utilisé en 2016 pour tester différents implants sur des hernies de différentes tailles et donner des préconisations sur le choix de l'implant (Simón-Allué et al. 2016).

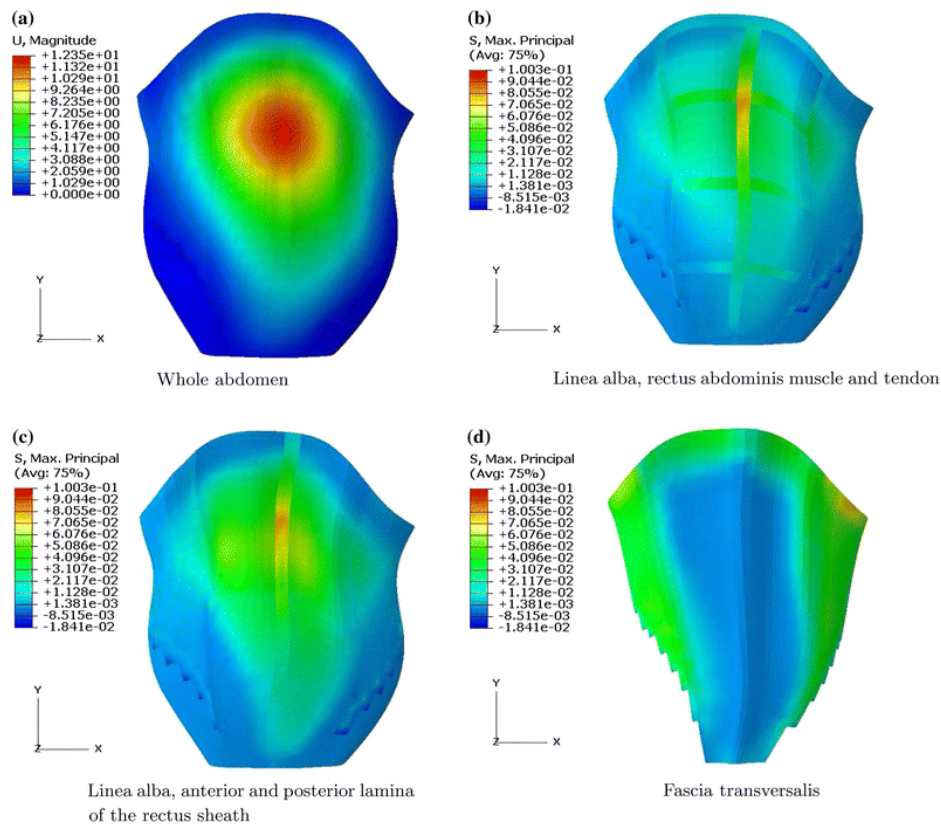


Figure 1.32 : Distribution des déplacements (mm) (a) et distribution des contraintes (MPa) (b-d) lors d'une hausse de PIA de 20 mmHg ; Les contraintes sont indiquées pour les différentes structures anatomiques à travers l'épaisseur du modèle dans la partie frontale de l'abdomen ; (Hernández-Gascón et al. 2013)

Le second modèle, développé par Todros et al., est également reconstruit depuis l'anatomie d'un volontaire sain et inclut les structures anatomiques principales aponévrotiques et musculaires de la paroi abdominale (Todros et al. 2020) (Figure 1.33). La différence principale est que le modèle intègre l'activation musculaire. Pour cela, les muscles sont décrits en utilisant un modèle fonctionnel de Hill à trois éléments (Hill 1938). Ce modèle est formé d'un élément élastique en série avec un élément contractile. Ces deux éléments sont couplés en parallèle avec un autre élément élastique qui décrit la rigidité passive de la fibre musculaire. Des premiers éléments de validation du modèle numérique de la paroi abdominale ont été obtenus grâce à la comparaison des déplacements de la surface de l'abdomen lors de la contraction entre le modèle et des données expérimentales (Todros et al. 2019). Le modèle reproduit fidèlement un relèvement dans la région adjacente à la ligne

blanche le long de la direction postéro-antérieure et un abaissement le long de la direction latérale-médiale des côtés de la paroi abdominale (Figure 1.33).

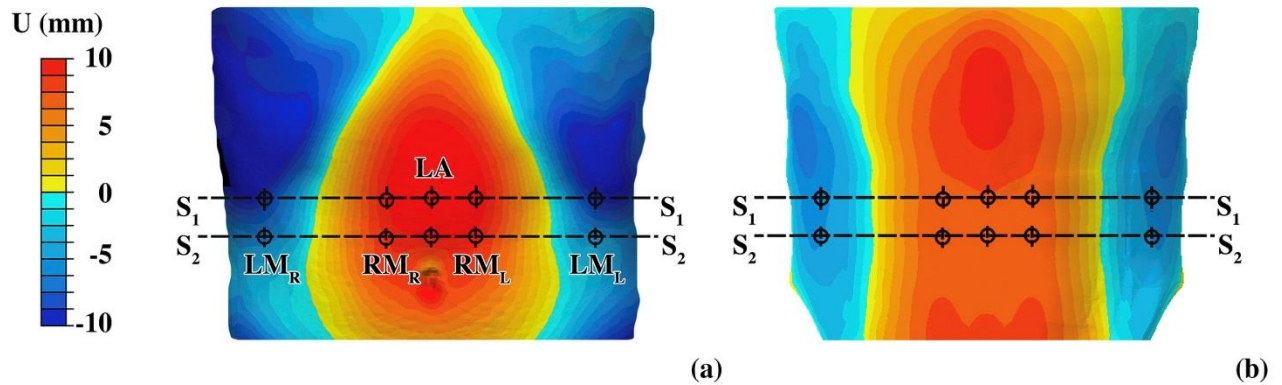


Figure 1.33 : Déplacements antéro-postérieurs expérimentaux (a) et numériques (b) de la surface de la paroi abdominale lors d'un exercice de contraction abdominale ; (Todros et al. 2020)

La modélisation numérique présente également des perspectives intéressantes pour l'étude des propriétés mécaniques patient-spécifiques. Simon-Allué a développé, en 2017, une approche combinée expérimentale et numérique innovante sur des lapins anesthésiés (Simón-Allué et al. 2017). Des données de déformation et de PIA ont été mesurées lors de l'insufflation de la paroi abdominale par coelioscopie. Un modèle numérique 3D par éléments finis personnalisé a été reconstruit et, par une méthode d'analyse inverse, la distribution des paramètres mécaniques (module de cisaillement et paramètres d'élasticité non-linéaires) a été calculée localement, permettant une cartographie des propriétés mécaniques sur toute la paroi. Les résultats de cette étude ont révélé une valeur plus élevée du module de cisaillement dans une large bande le long de la ligne médiane de l'abdomen, associée à la présence de la ligne blanche en conjonction avec les aponévroses des muscles grands-droits.

L'analyse de la littérature montre ainsi des travaux intéressants qui ouvrent des perspectives encourageantes pour la simulation numérique personnalisée. Les retombées de ces travaux pourraient être multiples, allant du choix de la technique de réparation chirurgicale et la comparaison des performances des implants à l'évaluation des propriétés mécaniques patient-spécifiques. Cependant, les modèles actuels manquent de validation, ce qui limite considérablement leur crédibilité. Cela est notamment dû au fait que la quantité des données expérimentales disponibles est trop limitée à ce jour. Par ailleurs, ces modèles restent

génériques et ne permettent pas, pour le moment, d'être personnalisés à des morphologies différentes. Des efforts scientifiques supplémentaires doivent être menés dans ce sens.

Dans la section suivante sont précisés les objectifs de la thèse en lien avec la problématique scientifique à résoudre.

1.4. Contexte de la problématique

L'étude du contexte général et la revue de littérature ont permis de soulever plusieurs points et de révéler plusieurs problématiques cliniques et scientifiques.

- 1) Les réparations de hernies primaires et incisionnelles sont très fréquentes mais les taux de récurrence des chirurgies de la paroi abdominale (>18%) indiquent que la prise en charge chirurgicale des patients est largement perfectible. Le manque de consensus sur les techniques chirurgicales est probablement le reflet du caractère non optimal des réparations. La prise en charge du patient avant l'intervention repose sur l'examen clinique qui évalue la localisation et la taille de la hernie. Cet examen ne prend pas en compte le comportement mécanique (élasticité) et dynamique de la paroi abdominale, ni l'anatomie précise du patient (volume musculaire, volume de graisse viscérale), facteurs qui pourraient jouer un rôle sur le choix de l'approche chirurgicale. Egalement, l'inadéquation des propriétés mécaniques de l'implant avec les tissus du patient sur le lieu d'implantation peut expliquer ce taux important de récurrences. La recherche scientifique doit chercher à apporter des données quantitatives fiables aux cliniciens pour l'aide au diagnostic et pour l'accompagnement dans leur prise de décision.
- 2) Les connaissances biomécaniques actuelles sur la paroi abdominale en conditions physiologiques sont limitées. Les études focalisées sur l'évaluation des niveaux de PIA ont été le plus souvent réalisées avec des moyens de mesure invasifs pouvant occasionner une gêne chez les volontaires et biaiser les résultats. De plus, le traitement des données de PIA est limité à l'étude des niveaux maximaux et aucune information n'existe sur la dynamique des variations de pression. Les études centrées sur l'analyse des déformations de la paroi abdominale apportent des informations très locales (variations d'épaisseur musculaire par ultrasons) ou bien des mesures externes limitées à l'étude de la surface de l'abdomen. Les données de caractérisation mécanique ont été majoritairement réalisées sur des prélèvements anatomiques *ex*

vivo, limitant la transposition des résultats sur le vivant. Par conséquent, il existe peu d'informations *in vivo*, acquises avec des moyens non-invasifs dans des conditions physiologiques, sur l'ensemble des composants de la paroi abdominale musculo-aponévrotique profonde. Ces données permettraient également d'apporter des données de validation précieuses pour les modèles numériques.

- 3) L'impact économique des hernies incisionnelles est considérable, prenant en compte le retentissement professionnel, le coût de la prise en charge chirurgicale (réparation de la paroi avec matériel prothétique) et le fait que le nombre de séjours pour une cure d'événtration ne cesse d'augmenter. La prévention des hernies incisionnelles revêt donc une importance primordiale. Les recommandations durant la phase de convalescence post opératoire sont notamment de limiter l'activité sportive et professionnelle et de porter une ceinture abdominale de maintien, dont l'efficacité n'est pas évaluée. A l'heure actuelle, il n'existe aucun moyen ou dispositif permettant en préopératoire de prédire le risque d'un patient de développer une événtration ou bien en post-opératoire de suivre l'évolution de la cicatrisation. Ce n'est qu'une fois que l'événtration est survenue, que le chirurgien, par son examen clinique, constate la rupture de la paroi musculaire.

1.5. Objectifs

L'objectif principal de la thèse est de réaliser une étude biomécanique exploratoire complète de la paroi abdominale saine et de développer des outils permettant la caractérisation mécanique sujet-spécifique de la paroi dans des conditions proches de la réalité physiologique.

Cet objectif s'articule en 5 questions :

Q1 : Quelle est l'influence des paramètres démographiques (âge, sexe, IMC) sur l'anatomie et la morphométrie de la paroi abdominale ?

Q2 : Quels sont les niveaux de déformations mécaniques des différents composants de la paroi abdominale et comment évoluent-ils temporellement ?

Q3 : Quelle est la dynamique des variations de PIA durant des exercices contrôlés et durant la vie quotidienne ?

Q4 : Quelle est la relation entre déformations de la paroi abdominale et PIA lors d'exercices actifs (avec activation musculaire) et passifs ?

Un objectif secondaire est de développer un dispositif non-invasif externe permettant d'évaluer le comportement mécanique de la paroi abdominale.

Cet objectif secondaire pose une question supplémentaire :

Q5 : Quelle solution technologique permettrait d'étudier le comportement mécanique patient-spécifique de la paroi et permettrait d'évaluer le risque ~~de~~ pour un patient de développer une éventration ?

Pour répondre à ces différentes questions, les objectifs spécifiques suivants ~~sont~~ ont été définis :

O1 : Réaliser une étude complète morphométrique des composants musculaires et aponévrotiques de la paroi abdominale ainsi que des répartitions des graisses dans l'abdomen et étudier l'influence de l'âge, du sexe et de l'IMC (Chapitre 2).

O2 : Réaliser une étude clinique sur volontaires sains couplant la mesure des déformations par IRM dynamique et la mesure de PIA par un capteur non-invasif.

Cet objectif implique plusieurs sous-objectifs :

O2.1 : Développer et appliquer une méthodologie de quantification des déformations par IRM dynamique des différents muscles de la paroi durant des exercices standardisés (Chapitres 3 et 4).

O2.2 : Evaluer un capteur de pression commercial ingérable pour la mesure de la PIA sur modèle porcin et réaliser la quantification des variations de PIA durant différents exercices sur volontaires sains (Chapitre 5).

O2.3 : Etudier la relation entre PIA et déformation chez le volontaire sain (Chapitre 6).

O3 : Développer un outil non-invasif d'évaluation des déformations de la paroi abdominale pour l'aide au diagnostic et la prédiction du risque d'hernie incisionnelle (Chapitre 7).

1.6. Organisation de la thèse

La réalisation des objectifs a mené à la rédaction de quatre articles scientifiques et au dépôt d'un brevet qui sont présentés dans ce manuscrit.

Comme présenté dans l'introduction générale, le Chapitre 2 est un article scientifique qui porte sur l'étude morphométrique des composants de la paroi abdominale (Objectif 1).

Le Chapitre 3 porte sur le développement et la validation d'une méthodologie innovante de quantification des déformations sur IRM dynamique publiée dans un article scientifique (Objectif 2.1).

Le Chapitre 4 présente un article scientifique qui porte sur l'application de cette méthode sur des images IRM acquises sur 20 volontaires dans le cadre d'un essai clinique (Objectif 2.1).

Le Chapitre 5 porte sur l'utilisation de la capsule commerciale (Smartpill™, Medtronic) pour l'étude des variations de PIA (Objectif 2.2). Ce chapitre se décompose en deux parties : l'évaluation de ce moyen de mesure sur modèle porcin et un article scientifique sur la quantification de la PIA chez les volontaires sains.

Le Chapitre 6 est un complément aux deux chapitres précédents détaillant les corrélations entre PIA et déformation des muscles abdominaux chez les volontaires de la cohorte et présentant les premiers travaux de caractérisation mécanique *in vivo* de la paroi abdominale en sollicitations actives et passives.

Le Chapitre 7 présente les travaux de développement d'un dispositif de ceinture abdominale de maintien instrumentée pour la mesure des déformations externes de la paroi abdominale (Objectif 3).

Pour terminer, le Chapitre 8 discute des principaux résultats et des conclusions de ce travail, tout en soulignant ses limites et sa portée clinique. Pour enrichir cette étude, nous exposerons plusieurs pistes d'amélioration ou d'optimisation des outils développés durant cette thèse.

2. Chapitre 2

Abdominal wall morphometric variability based on computed tomography: influence of age, sex, and BMI

A. Jourdan ^a, A. Soucasse ^a, U. Scemama ^b, JF. Gillion ^c, K. Chaumoitre ^{b,d}, C. Masson ^a,
and T. Bege ^{a,e}; For « Club Hernie »

a. Laboratoire de Biomécanique Appliquée, Aix Marseille Univ, IFSTTAR UMR T24, Marseille, France

b. Department of Medical Imaging, Aix Marseille Univ, North Hospital, APHM, Marseille, France

c. Unité de Chirurgie Viscérale et Digestive, Hôpital Privé d'Antony, 1, Rue Velpeau, 92160, Antony, France

d. Anthropologie Biologique UMR 7268 ADES, Aix Marseille Univ, Marseille, France

e. Department of General Surgery, Aix Marseille Univ, North Hospital, APHM, Marseille, France

Article publié dans “Clinical anatomy”, décembre 2019

2.1. Avant-propos

Ce chapitre contient un article scientifique présentant les résultats obtenus lors d’une analyse anatomique et morphométrique des composants de la paroi abdominale. Cette analyse rétrospective, menée conformément au règlement général européen sur la protection des données (registre RGPD/AP-HM, numéro de protocole 2019-46) visait à répondre au premier objectif spécifique de cette thèse (O1) qui consistait à étudier l’influence de l’âge, du sexe et de l’Indice de Masse Corporel (IMC) sur l’anatomie de la paroi abdominale adulte. Elle a été réalisée sur 120 tomodensitométries abdomino-pelviennes d’adultes sains âgés de 18 à 86 ans réalisées au service d'imagerie et de radiologie interventionnelle de l'hôpital Nord, Marseille (France) entre octobre 2017 et avril 2019. Les individus étaient répartis de manière égale entre femmes et hommes, en quatre groupes d'âge et trois groupes basés sur

l'IMC. Des mesures géométriques de longueur, d'épaisseur et d'aire ont été réalisées sur les tissus adipeux, les muscles et les aponévroses musculaires. Un rapport géométrique de forme musculaire a été proposé ainsi qu'une évaluation de l'asymétrie musculaire et de l'infiltration graisseuse. La qualité de chacune des mesures a été évaluée par une mesure d'incertitude inter- et intra-opérateur et une analyse statistique a été réalisée pour tester les différences entre les groupes. Le premier auteur a participé à la collection des tomodensitométries, à la définition des mesures d'intérêt et à leur acquisition avec le support technique d'Andréa Soucasse et du Dr. Ugo Scemama. Le premier auteur a effectué l'analyse des données, l'analyse statistique des différences entre les groupes et la rédaction de la première version de l'article.

2.2. Abstract

Introduction: Ventral hernia surgery does not usually account for the individuality of the abdominal wall anatomy. This could be both because medical imaging is rarely performed before surgery and because data on abdominal wall variability are limited. The objective of the present study was to perform an exhaustive morphometric analysis of abdominal wall components based on computed tomography (CT) scans.

Materials and Methods: A retrospective study was performed on 120 abdominopelvic CT scans of clinically normal adults aged 18–86 y equally divided between women and men and into four age groups. Each abdominal wall muscle was evaluated in terms of area, thickness, shape ratio, fat infiltration, and aponeuroses width. The influence of age, sex, and BMI was investigated, as well as muscular asymmetry.

Results: The abdominal wall muscle area represented $8.5 \pm 2.5\%$ of the abdominal area. The internal oblique muscle had the largest area, the rectus abdominis was the thickest, the transversus abdominis was the narrowest and had the smallest area. The width of the linea alba was 20.3 ± 12.0 mm. The evolution of the abdominal wall with age was quantified, as well as the large differences between the sexes and BMI groups, resulting in strong correlations and highlighting the specific pattern of the transversus abdominis. The asymmetry of the left and right muscle areas oscillated around 17%.

Conclusions: The various components of the abdominal wall have been precisely described. Knowledge of their variability could be used to develop the numerical modelling of the abdominal wall to ultimately improve surgical planning of ventral hernia surgery.

2.3. Introduction

Ventral hernia repair is one of the most common surgeries practiced worldwide. In France, more than 45,000 cures of acquired hernias have been carried out in 2017, and this number grew 33% in the last 10 years (Gillion et al. 2019). In the United States, the same trend is observed and approximately 500,000 ventral hernias are repaired each year. This huge health issue corresponds to a high cost of care, estimated to be US\$3.2 billion in the United States (Miller and Novitsky 2019).

Ventral hernia is a common term for a large panel of pathologies, including both primary hernias (epigastric, umbilical, lumbar, and Spigelian) and acquired hernias (incisional and parastomal). Because of this great variety in the disease itself and because of the patient-specific composition of the abdominal wall, ventral herniation presents to surgeons a highly complex and variable problem that could explain the lack of consensus in the literature and among hernia surgeons on the ideal repair technique (Cherla et al. 2018).

Despite the improvement in hernia repair in the last two decades with the apparition of mesh repair and the laparoscopic method, the recurrence rate remains alarmingly high. Historically, primary suturing presented a high recurrence rate of 41 to 52% (Heniford et al. 2003). However, current data still show a significant recurrence rate of 28% during two-year follow-up (Gillion et al. 2019).

Surgeons face a lack of high-quality data to guide them in decision making, and this results in low agreement on a treatment strategy, even among experienced hernia surgeons (Kokotovic et al. 2017). The anatomy of the patient's abdomen is not considered when choosing a repair strategy because in most cases medical imaging is not performed before a ventral hernia repair.

In this context, our hypothesis is that the addition of quantitative morphometric knowledge of the abdominal wall would help enhance surgical planning when repairing parietal defects by adapting the technical approach and tools to each patient's specific anatomy.

A morphometric analysis of the abdominal wall can be performed precisely using CT scans. As they allow for an accurate separation of the various tissue types based on their attenuation characteristics (Mazonakis and Damilakis 2016) and an assessment of muscle properties (Engelke et al. 2018). Yet, until now, CT scans have only been used to quantify the general composition of the abdomen (Baumgartner et al. 1988) and the distribution of the fat

inside it (Enzi et al. 1986). Few studies have focused on measurements that are more specific, and no analyses that account for each muscle of the abdominal wall have been conducted.

Accordingly, the purpose of this study is to present a complete morphometric analysis of the healthy abdominal wall with particular interest in the differentiation of the muscles and the aponeuroses that connect them.

2.4. Materials and methods

2.4.1. Cohort's selection

A retrospective study was conducted according to the European general regulation on data protection (register RGPD/AP-HM, protocol number 2019-46) using helical abdominopelvic CT scans performed at the Imaging and Interventional Radiology Department of the North Hospital, Marseille (France) between October 2017 and April 2019.

The inclusion criteria were as follows: over 18 years old and CT scans indicated for renal colic on an outpatient basis. These criteria naturally excluded subjects with serious pathologies. We eliminated subjects meeting the following exclusion criteria: visible abdominal wall tissue disorder and the presence of serious disease (cancer, immunodeficiency).

Our radiology information system (RIS) allowed us to find 841 patients that matched inclusion criteria. In total, 120 CT scans were randomly chosen to build four age groups (18–30 y, 31–45 y, 46–60 y, and older than 60 y, $n = 30/\text{group}$, $n = 15$ women in each group), two sex groups ($n = 60/\text{sex}$), and three body mass index (BMI) groups (under and normal weight [BMI <25, $n = 52$], overweight [BMI 25–30, $n = 41$], and obese [BMI >30, $n = 27$]).

2.4.2. CT Scan modalities

The scanner used was a Revolution HD GSI (GE Healthcare, USA). The protocol was identical for all patients. It consisted in one abdominopelvic acquisition without contrast injection, on patients lying supine, at their maximal inspiration. Exposure resulted in a dose of radiation of 120 kV, and the exposure time (mAS) and scan field of view varied according to the patient's weight. Slice thickness was 1.25 mm, pitch was 1.375, and a 40-mm collimation was used. The obtained matrix was sized 512×512 pixels.

2.4.3. Measurements

All CT scans were studied by the same operator (AS) using the imaging software Fiji (Open-Source) (Schindelin et al. 2012). All measurements were realized on a single axial slice located at the cranial edge of the vertebral body of the fourth lumbar vertebra. This slice level was chosen because it is a precise anatomical landmark in the L3–L4 disc region that numerous studies define as the anatomic location with the best ability to predict visceral and subcutaneous fat (Lee et al. 2004; Sottier et al. 2013; Tong et al. 2014) and core muscle size (Hasselager and Gögenur 2014).

The various geometrical measurements of adipose tissues, muscles, and muscle aponeuroses included in this study are illustrated in Figure 2.1.

Waist circumference (WC) was measured as the outer perimeter of the abdomen. Subcutaneous fat thickness (SFT) was calculated as the maximum antero-posterior distance between the skin and the right rectus abdominis muscle to reproduce the measurement obtained by ultrasonography (Kanehisa et al. 2004). The abdominal area (ABA), visceral area (VA), abdominal wall muscle area (MA), subcutaneous fat area (SFA), and visceral fat area (VFA) were assessed. Fat measurement protocols for the SFA and VFA have been described in detail elsewhere (Sottier et al. 2013).

The area of every abdominal wall muscle – the rectus abdominis (RA), external oblique (EO), internal oblique (IO), and transversus abdominis (TA) – was measured for both the left and right sides. Their thicknesses were measured at their thickest point, and fat infiltration was calculated similarly to VF and expressed as a percentage of the muscle area (Anderson et al. 2013; Engelke et al. 2018). To determine whether the muscle is slender or bulky, a shape ratio was established for each muscle by dividing its maximum Feret diameter (FD, corresponding to the distance between the two ends of the muscle as visible in Figure 2.1) by its thickness. The higher the shape ratio, the more slender the shape of the muscle is. The width of the linea alba (LA) was measured, along with the aponeurosis width of the three flat muscles of the abdominal wall (EO, IO, and TA), measured from the anterior end of the flat muscles to their meeting in the rectus sheath (Putz 2008).

For each measurement that was performed on the right and left sides, the value presented in the results is the mean of both sides.

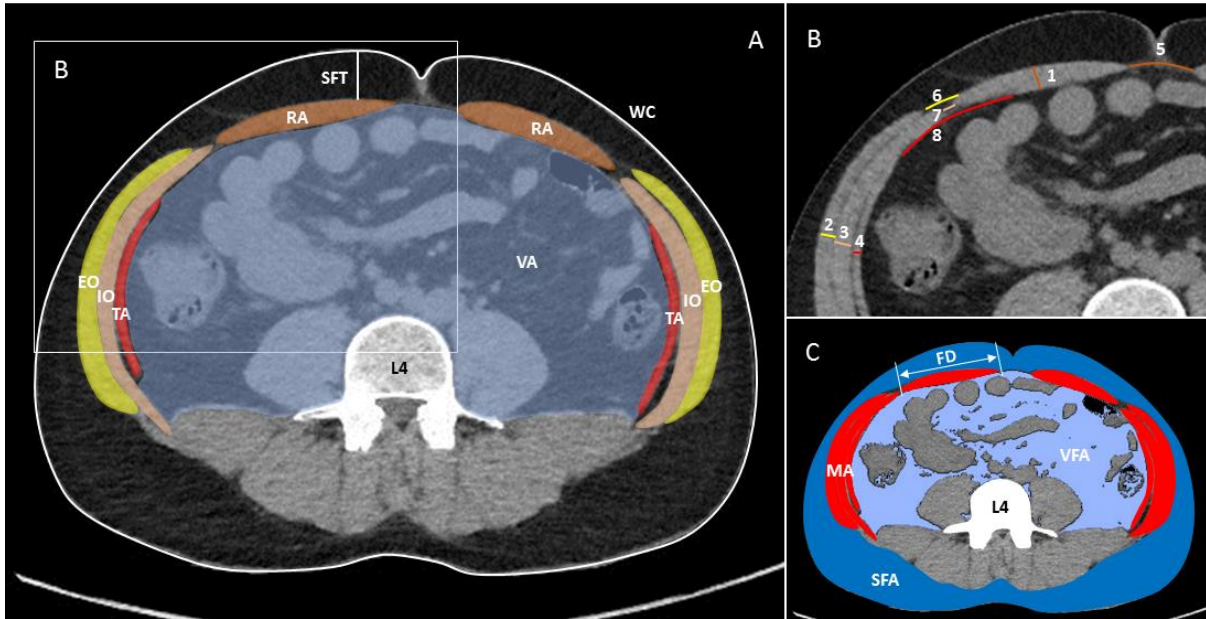


Figure 2.1 : Details of measurements; A : anatomical image with regions of interest; in (B) is drawn the thickness of the RA, EO, IO and TA, the LA and the aponeuroses of the EO, IO, and TA; in (C) is highlighted the FD of the right RA.

2.4.4. Muscle asymmetry

In this work, the asymmetry of the RA, TA, EO, and IO muscles was evaluated based on muscle area. The asymmetry rate was defined as the absolute difference between the sides as a percentage of the smallest value for the two sides (Mannion et al. 2008).

2.4.5. Measurements accuracy

Because the outline drawing is a fully manual intervention, measurement uncertainty was evaluated based on the inter- and intra-operator variability of the different measurements. For this, the same operator realized two times during the same week the complete analysis of five CT scans randomly chosen among the cohort. A senior radiologist (US) also realized the complete analysis of the same five CT scans. We calculated the type A measurement uncertainty based on the three values that we obtained for each measurement using the relation: $(x) = \frac{\sigma_{n-1}}{\sqrt{n}}$, where x is the mean value, σ_{n-1} is the standard-deviation, and n is the number of measurements.

2.4.6. Statistical analysis

All continuous variables were presented as mean \pm standard deviation, minimal value/maximal value, and coefficient of variation (CV, quotient of standard deviation by mean value). Differences between sex groups were tested using the Student t-test, and the analysis of variance (ANOVA) was used to compare age groups and BMI groups. A p -value <0.05 indicated statistical significance.

All computations were performed with the commercially available statistical software RStudio (Version 0.98.1103, RStudio, Inc., Boston, MA).

2.5. Results

2.5.1. Demographic data

The average age of the cohort is 45.7 ± 16.7 years old (range 18–86 y) and the average BMI was 26.1 ± 4.9 kg/m² (range 15.6–43.3 kg/m²).

The demographic data of each age, sex, and BMI group are presented, respectively, in Tables 3.2, 3.3, and 3.4.

2.5.2. Measurements and variability

Table 2.1 shows the measurements and variability for the whole cohort.

The VA, MA, and SFA represent, respectively, an average $39.7\pm 8.6\%$, $8.5\pm 2.5\%$, and $35.8\pm 11.0\%$ of the ABA, while the VFA occupies an average $50.1\pm 17.8\%$ of the VA. Concerning abdominal wall muscles, the IO is the biggest muscle in terms of area, and it is the least infiltrated by fat. The RA is the thickest and bulkiest muscle, while the TA is the smallest and the most slender. Muscle fat infiltration is significantly lower in the IO than in all other muscles ($p<0.001$). The average width of the LA was 20.3 ± 12.0 mm, and the IO had the narrowest aponeurosis ($p<0.001$).

In terms of variability, a great variability exists between individuals, with a CV ranging from 14.1% for WC to more than 100% for muscle fat infiltration. The variability of the VA (CV 39.9%) is much higher than that of the ABA (CV 29.6%) and the MA (CV 29.5%). Muscle areas and muscles thicknesses are comparable in terms of variability for each muscle (CV

around 30%), with a slightly greater variability for the EO (CV 35.8% for muscle area and 39.8% for maximum thickness). The aponeuroses, on the other hand, show a much higher variability, ranging from 59.0% for the LA to 82.0% for the IO.

Table 2.1 : General variability

Measurement	Mean	Min / Max	Coefficient of variation (%)
Waist circumference (WC) (mm)	952.8	682.3 / 1352.9	14.1
Subcutaneous fat thickness (SFT) (mm)	22.5	3.9 / 43.5	40.3
GENERAL AREAS (cm²)			
Abdominal area (ABA)	680.5	309.1 / 1318.4	29.5
Visceral area (VA)	272.2	87,0 / 626,0	38.9
Abdominal wall muscle area (MA)	55.5	24.4 / 102.1	29.6
FAT AREAS (cm²)			
Subcutaneous fat area (SFA)	249.3	44.9 / 752.7	50.2
Visceral fat area (VFA)	149.4	17.2 / 449,0	65.3
MUSCLES AREAS (cm²)			
Rectus abdominis (RA)	6.1	2,0 / 12.4	31.6
External oblique (EO)	8.5	3.5 / 17.9	35.8
Internal oblique (IO)	9.4	4,0 / 20.5	33.3
Transversus abdominis (TA)	3.7	1.8 / 8.5	33.9
MUSCLE THICKNESS (mm)			
Rectus abdominis (RA)	9.9	3.8 / 16.9	25.6
External oblique (EO)	8,0	2.7 / 19,0	39.8
Internal oblique (IO)	8.5	3.6 / 16.8	29.3
Transversus abdominis (TA)	3.7	1.9 / 7.9	30.3
SHAPE RATIO (FERET/ Thickness)			
Rectus abdominis (RA)	8.4	3.8 / 22.6	42.3
External oblique (EO)	18.2	6,0 / 54.8	50.3
Internal oblique (IO)	15.7	5.6 / 36.7	38.5
Transversus abdominis (TA)	30.1	8.7 / 56.5	35.1
MUSCLE FAT INFILTRATION (%)			
Rectus abdominis (RA)	8.1	0,0 / 36.7	93.9
External oblique (EO)	6.4	0.3 / 58.8	102.5
Internal oblique (IO)	1.2	0,0 / 10.1	121.9
Transversus abdominis (TA)	7.2	0.8 / 32.7	72.6
APONEUROSES WIDTH (mm)			
Linea alba (LA)	20.3	3.7 / 80.9	59,0
External oblique (EO)	18.5	1.4 / 52.8	52.8
Internal oblique (IO)	9.6	0.3 / 47,0	82,0
Transversus abdominis (TA)	20.3	0,0 / 98.6	69.9

2.5.3. Influence of age

Table 2.2 presents the results for the four age groups.

With age, WC ($p<0.01$), the ABA ($p<0.05$), and the VA ($p<0.001$) increased significantly. This increase was accompanied by a rise in the VFA ($p<0.001$) and fat infiltration in all muscles of the abdominal wall ($p<0.001$ for the RA and EO, $p<0.05$ for the IO, and $p<0.01$ for the TA). With age, every abdominal wall muscle became thinner ($p<0.001$ for the RA, $p<0.05$ for the EO, and $p<0.01$ for the IO) and more slender ($p<0.001$), except for the TA. The width of every aponeurosis except that for the TA increased with age ($p<0.01$ for the LA, $p<0.001$ for the EO and IO).

Table 2.2 : Influence of age

	Age group 1 (18-30 yr) n=30		Age group 2 (31-45 yr) n=30		Age group 3 (46-60 yr) n=30		Age group 4 (> 60 yr) n=30		
Measurement	Mean	CV (%)	Mean	CV (%)	Mean	CV (%)	Mean	CV (%)	p-value
DEMOGRAPHIC DATA									
BMI (kg/m ²)	26,0 ± 5.5		25.2 ± 5.6		27.4 ± 4.4		25.9 ± 4,0		
Men/Women	15 / 15		15 / 15		15 / 15		15 / 15		
GENERAL AREAS (cm²)									
Abdominal area (ABA)	624.6	36.1	618.4	31.8	736.6	21.7	742.4	25.6	0.014
Visceral area (VA)	218.4	37.6	225.7	29.5	309.2	30.8	335.6	36.3	$p<0.001$
Abdominal wall muscle area (MA)	56.3	31.5	56.7	29.3	57.6	29.8	51.7	27.4	0.511
FAT AREAS (cm²)									
Subcutaneous fat area (SFA)	249.5	57.9	234.0	57.9	261.7	32.9	251.9	52.2	0.864
Visceral fat area (VFA)	101.6	68.9	99.0	65.1	181.8	47.9	215.1	50.6	$p<0.001$
MUSCLES AREAS (cm²)									
Rectus abdominis (RA)	6.1	23.6	6.4	32.3	6.3	34.5	5.5	34.7	0.297
External oblique (EO)	9.2	36.3	8.6	36.8	8.8	33.2	7.5	35.4	0.19
Internal oblique (IO)	9.8	38.3	9.8	29.3	9.3	36.5	8.7	27.2	0.47
Transversus abdominis (TA)	3,0	35.7	3.5	25.7	4.4	33.8	4,0	29,0	$p<0.001$
MUSCLE THICKNESS (mm)									
Rectus abdominis (RA)	10.9	15.8	10.8	23.3	9.5	23.8	8.3	31.5	$p<0.001$
External oblique (EO)	9.3	30.7	8,0	43.5	7.8	35.7	6.8	46.5	0.021
Internal oblique (IO)	9.4	28.4	9.1	26.6	7.9	30.6	7.6	26.7	0.008
Transversus abdominis (TA)	3.3	28.7	3.7	28.5	4,0	34.4	3.9	26.6	0.137
SHAPE RATIO (FERET/ Thickness)									
Rectus abdominis (RA)	6.4	31.8	6.9	25.6	8.8	24.7	11.3	43.2	$p<0.001$
External oblique (EO)	12.7	27.8	16.6	37.7	20,0	44.2	23.7	51.4	$p<0.001$
Internal oblique (IO)	12.6	32.1	13.5	28.7	17.7	35.7	18.9	36.8	$p<0.001$
Transversus abdominis (TA)	28.7	31.8	28,0	32.7	32.4	37.5	31.4	36.2	0.299
MUSCLE FAT INFILTRATION (%)									
Rectus abdominis (RA)	5,0	84.1	6.6	105.3	12.7	75.7	8.2	82,0	$p<0.001$
External oblique (EO)	4.3	56.2	4.4	59.1	6.6	54.7	10.3	109.3	$p<0.001$
Internal oblique (IO)	0.9	103,0	0.8	120.7	1.5	135,0	1.7	95,0	0.033
Transversus abdominis (TA)	6,0	82.3	5.2	66.5	8.3	48.2	9.2	75.1	0.007
APONEUROSES WIDTH (mm)									
Linea alba (LA)	16.6	60.9	16.4	51.5	24.3	39.3	24,0	67.8	0.006
External oblique (EO)	16.8	46.4	13.9	53.1	18.8	44.3	24.5	49.2	$p<0.001$
Internal oblique (IO)	6.3	72.8	6.3	59.7	11.1	49.7	14.8	79,0	$p<0.001$
Transversus abdominis (TA)	20.9	56.1	17.4	64.9	18.6	94.5	24.4	61.4	0.24

CV=Coefficient of variation

2.5.4. Influence of sex

The overall geometry of the abdomen and particularly the abdominal wall presented a great difference between the sexes. The results for both sex groups are presented in Table 2.3. WC ($p < 0.01$), as well as all general areas (ABA $p < 0.01$, VA $p < 0.001$, and MA $p < 0.001$), were higher in men than in women. The VFA was significantly higher in men than in women ($p < 0.001$), while both the SFT and SFA were higher in women ($p < 0.05$), which reflected a different distribution of fat according to sex. Depending on the sex, large differences in the geometry of the muscles of the abdominal wall were also observable. Every muscle presented a higher area ($p < 0.001$) and larger thickness ($p < 0.001$) in men compared to women, except for the TA. The only muscle presenting a significant difference in terms of shape ratio is the TA, which is significantly bulkier in women ($p < 0.01$). There is no significant difference between sexes in terms of fat infiltration for all muscles. Two aponeuroses (EO $p < 0.001$ and TA $p < 0.05$) are significantly wider in men than in women.

2.5.5. Influence of BMI

Table 2.4 presents the results for the three BMI groups.

BMI is strongly correlated with WC, the ABA, the VA, the SFT, the SFA, and the VFA ($p < 0.001$). The MA is also correlated with BMI ($p < 0.001$). It is the highest in the overweight group and the lowest in the obese group. At the muscle level, this trend is also observed for the RA, EO, and IO areas. However, the TA area is the largest in the obese group. There is a significant decrease in muscle thickness with an increase in BMI for the EO ($p < 0.001$) and IO ($p < 0.05$). Only the RA presented a shape ratio significantly correlated with BMI, as it became more slender ($p < 0.01$). Fat infiltration in every muscle is strongly correlated with BMI ($p < 0.001$ for the RA, IO, and TA and $p < 0.01$ for the EO), as well as the width of aponeuroses, all of which lengthened with an increase in BMI ($p < 0.01$ for the LA, $p < 0.001$ for the EO, and $p < 0.05$ for the IO and TA).

2.5.6. Muscle asymmetry

Figure 2.2 presents the asymmetry rate for the RA, EO, IO, and TA areas.

The asymmetry rate in the whole cohort is similar for each abdominal wall muscle (RA, TA, IO, and EO), with a mean value oscillating around 17%. Variability is high between

individuals, where 11 individuals present a muscle asymmetry rate that is superior to 50% for at least one muscle.

Table 2.3 : Influence of sex

	Women n=60		Men n=60		
Measurement	Mean	CV (%)	Mean	CV (%)	p-value
DEMOGRAPHIC DATA					
Age	45.1 ± 17.2		46.4 ± 16.2		
BMI (kg/m ²)	25.9 ± 5.7		26.4 ± 4,0		
GENERAL AREAS (cm²)					
Waist circumference (WC) (mm)	920.2	15.8	985.4	11.6	0.007
Subcutaneous fat thickness (SFT) (mm)	24.2	37.2	20.8	42.7	0.039
Abdominal area (ABA)	630.3	34.1	730.6	23.8	0.006
Visceral area (VA)	222.9	37.2	321.5	32.2	p<0.001
Abdominal wall muscle area (MA)	43.9	20.3	67.2	20.4	p<0.001
FAT AREAS (cm²)					
Subcutaneous fat area (SFA)	274.1	51.5	224.4	45.6	0.029
Visceral fat area (VFA)	108.3	74.1	190.4	50.7	p<0.001
MUSCLES AREAS (cm²)					
Rectus abdominis (RA)	5,0	27.9	7.3	23.7	p<0.001
External oblique (EO)	6.6	26.5	10.5	26.8	p<0.001
Internal oblique (IO)	7.3	22.5	11.5	24.7	p<0.001
Transversus abdominis (TA)	3.1	28.1	4.3	29.9	p<0.001
MUSCLE THICKNESS (mm)					
Rectus abdominis (RA)	8.9	25.9	10.9	21.7	p<0.001
External oblique (EO)	7,0	36.1	9,0	38.4	p<0.001
Internal oblique (IO)	7.7	28.5	9.3	27.2	p<0.001
Transversus abdominis (TA)	3.6	30.7	3.8	29.9	0.349
SHAPE RATIO (FERET/ Thickness)					
Rectus abdominis (RA)	8.6	44.9	8.1	39.4	0.448
External oblique (EO)	18.1	46.4	18.4	54.2	0.831
Internal oblique (IO)	15.1	37.4	16.3	39.3	0.279
Transversus abdominis (TA)	27.4	33.6	32.8	34.1	0.005
MUSCLE FAT INFILTRATION (%)					
Rectus abdominis (RA)	8.6	97.9	7.6	88.3	0.45
External oblique (EO)	6.2	123.6	6.6	80,0	0.758
Internal oblique (IO)	1.1	125.5	1.3	118.9	0.443
Transversus abdominis (TA)	7.3	79.5	7.1	64.9	0.789
APONEUROSES WIDTH (mm)					
Linea alba (LA)	22,0	64.8	18.7	48.4	0.134
External oblique (EO)	15.1	62,0	21.9	41.2	p<0.001
Internal oblique (IO)	9.4	83.6	9.9	80.9	0.704
Transversus abdominis (TA)	17.6	68.9	23,0	67.9	0.035

CV=Coefficient of variation

Table 2.4 : Influence of BMI

	Under and normal weight (BMI <25) n=52		Overweight (BMI 25-30) n=41		Obese (BMI >30) n=27		
Measurement	Mean	CV (%)	Mean	CV (%)	Mean	CV (%)	p-value
DEMOGRAPHIC DATA							
Age (kg/m ²)	41.1 ± 15.1		51.3 ± 17.2		45.7 ± 15.1		
Men/Women	31 / 21		15 / 26		14 / 13		
MEASUREMENTS							
Waist circumference (WC) (mm)	846.2	10.5	987.0	7.0	1106.1	9.4	p<0.001
Subcutaneous fat thickness (SFT) (mm)	18.2	39.5	22.0	35.8	31.7	23.3	p<0.001
GENERAL AREAS (cm²)							
Abdominal area (ABA)	524.6	21.9	722.2	15.3	917.5	19.1	p<0.001
Visceral area (VA)	213.3	33.4	302.9	37.4	339.1	27.0	p<0.001
Abdominal wall muscle area (MA)	54.8	31.1	58.0	29.1	53.0	26.8	p<0.001
FAT AREAS (cm²)							
Subcutaneous fat area (SFA)	170.5	39.3	251.8	30.5	397.2	34.5	p<0.001
Visceral fat area (VFA)	86.5	70.0	183.4	53.5	218.7	37.8	p<0.001
MUSCLES AREAS (cm²)							
Rectus abdominis (RA)	6.1	28.3	6.4	33.8	5.7	34.3	p<0.001
External oblique (EO)	8.6	37.6	9.0	33.3	7.7	35.4	0.001
Internal oblique (IO)	9.6	35.1	9.5	34.5	8.9	27.0	p<0.001
Transversus abdominis (TA)	3.1	31.1	4.1	33.2	4.2	27.6	p<0.001
MUSCLE THICKNESS (mm)							
Rectus abdominis (RA)	10.8	19.9	9.7	25.2	8.4	31.6	0.84
External oblique (EO)	8.5	37.5	8.1	37.1	6.9	47.6	0.021
Internal oblique (IO)	9.2	28.4	8.2	28.8	7.6	27.8	0.039
Transversus abdominis (TA)	3.5	29.9	3.9	33.3	3.9	23.8	0.264
SHAPE RATIO (FERET/ Thickness)							
Rectus abdominis (RA)	6.7	30.5	8.5	27.4	11.4	44.2	0.002
External oblique (EO)	14.8	36.9	18.8	45.6	24.0	52.0	0.854
Internal oblique (IO)	13.0	31.2	16.6	35.4	19.4	37.0	0.682
Transversus abdominis (TA)	28.3	31.9	31.4	37.8	31.7	35.0	0.482
MUSCLE FAT INFILTRATION (%)							
Rectus abdominis (RA)	5.8	95.2	10.8	86.2	8.5	82.8	p<0.001
External oblique (EO)	4.3	57.7	6.1	56.5	10.8	108.9	0.001
Internal oblique (IO)	0.9	106.0	1.3	140.6	1.8	94.8	p<0.001
Transversus abdominis (TA)	5.8	77.9	7.4	52.5	9.6	74.8	p<0.001
APONEUROSES WIDTH (mm)							
Linea alba (LA)	17.9	69.7	19.0	49.0	27.0	46.6	0.003
External oblique (EO)	15.3	52.9	17.7	43.5	25.9	45.6	p<0.001
Internal oblique (IO)	6.3	67.4	9.8	55.1	15.7	76.3	0.037
Transversus abdominis (TA)	19.1	61.5	18.3	86.4	25.8	58.6	0.045

CV=Coefficient of variation

2.5.7. Measurement accuracy

The calculation of type A uncertainty based on inter- and intra-operator data reveals measurement uncertainty concerning: ±1.0 mm for WC and the SFT, ±1.2 cm² for the general and fat areas, ±0.3 cm² for the muscle areas, ±0.5 mm for muscle thickness, ±3.0 mm for FD, ±3.7% for muscle fat infiltration, and ±3.2 mm for aponeurosis width.

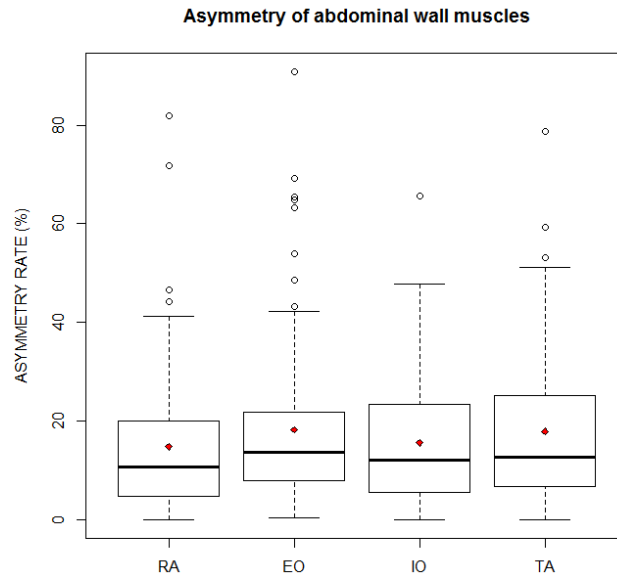


Figure 2.2 : The asymmetry rate of the four abdominal wall

2.6. Discussion

This work, to our knowledge, is the first to provide an overall and accurate assessment of the morphometric variability of the abdominal wall. It has proven robust in various ways. Its reliability and repeatability were indicated by the good inter- and intra-operator reproducibility and by the number of strong correlations that were found and that support the conclusions presented here. In addition, the cohort built for this work is highly representative of the adult population in terms of corpulence, with 34% of the cohort being overweight and having an average slightly overweight BMI of 26.1 kg/m², a little higher in men than in women (26.4–25.9 kg/m²), which matches French (Matta et al. 2016) and global data (WHO 2016).

Until now, morphometric studies on the abdomen have mainly involved external measures, such as WC, which has also been measured here, or sagittal abdominal diameter (2014). Medical imaging was used only to determine the general muscle and fat distribution of the abdomen. Baumgartner et al. (1988) measured the ABA of a similar cohort using CT scans, obtaining comparable values (563±145 cm² for women and 697±149 cm² for men for, respectively, and 630±215 cm² and 730±173 cm² here). The few studies interested more in depth in the geometry of the abdominal wall have mainly focused on a few measurements. Ultrasound imaging was used by Kanehisa et al. (2004) to study SFT and RA thickness in a Japanese adult population: highly similar values to those presented here were found (SFT 25±10 mm for women 17±8 mm for men for, respectively, 24.2±9.0 mm and 20.8±8.9 mm

here; RA thickness 9.5 ± 2 mm for women and 11.5 ± 2 mm for men for, respectively, 8.9 ± 2.3 mm and 10.9 ± 2.4 mm here). Mannion et al. (2008) also used ultrasound imaging to evaluate EO, IO, and TA thickness in healthy adult subjects and found similar values to ours (EO 6.5 ± 2.9 mm, IO 7.7 ± 2.3 mm, and TA 3.8 ± 1.0 mm for, respectively, 8.0 ± 3.2 mm, 8.5 ± 2.5 mm, and 3.7 ± 1.1 mm here). Puneekar et al. (2018) used CT scans to measure the overlap between the RA and TA, which is not observable at the slice level chosen here. Meanwhile, Hides et al. (2008) used magnetic resonance imaging (MRI) to evaluate the core muscle area and EO and TA thickness in professional sportsmen, resulting in thicknesses almost twice as high as those presented here (IO 16.0 ± 3.7 mm and TA 7.0 ± 2.1 mm).

Our study confirms the great variability in the abdominal wall anatomy in the adult population. In addition, because of the depth and wide range of measurements performed in this work, it is now possible to explain this variability through the influence of age, sex, and BMI, which have been quantified and are visible in Figure 2.3.

The influence of age on abdominal composition was mainly based on the evolution of adipose tissue. Indeed, with age, a preferential increase in abdominal fat, particularly visceral fat, is commonly cited in the literature (Kanehisa et al. 2004; Kuk et al. 2009), which is consistent with our results. However, the influence of age on the geometry of the muscles of the abdominal wall is poorly known. Kanehisa et al. (2004), in their work, noted a decrease in RA thickness with age. This observation is confirmed here. However, it is also confirmed for the EO and IO, which were not studied in their work. In addition, it is now proven that the narrowing of these three muscles is accompanied by stretching. This modification of the muscles' geometry and the increase in intra-muscular fat observed here and commonly cited in the literature can be interpreted as an age-related loss of muscle mass, strength, and function, termed sarcopenia (Iii et al. 2000; Hasselager and Gögenur 2014). Interestingly, the loss of muscle mass is not observed for the TA, which seems preserved over the years and whose aponeurosis is the only one not to lengthen.

The sexual dimorphism observed in this study in fat distribution is in accordance with conventional notions (Enzi et al. 1986; Nedungadi and Clegg 2009). The values presented here for the VFA and SFA are in accordance with others works (Maurovich-Horvat et al. 2007; Sottier et al. 2013), yet it is hard to compare quantitative values because none of these previous works was conducted on healthy subjects. Based on whole body MRI, Janssen et al. (2000) concluded that men have significantly more skeletal muscle mass compared to women. The same trend is observed here at the muscle level. Results showed that men have

the thickest abdominal wall muscles and larger muscle areas compared to women, which is consistent with the work of Kanehisa et al. (2004), who observed a thinner RA in women. Once again, there is a specificity of the TA, whose shape is bulkier in women.

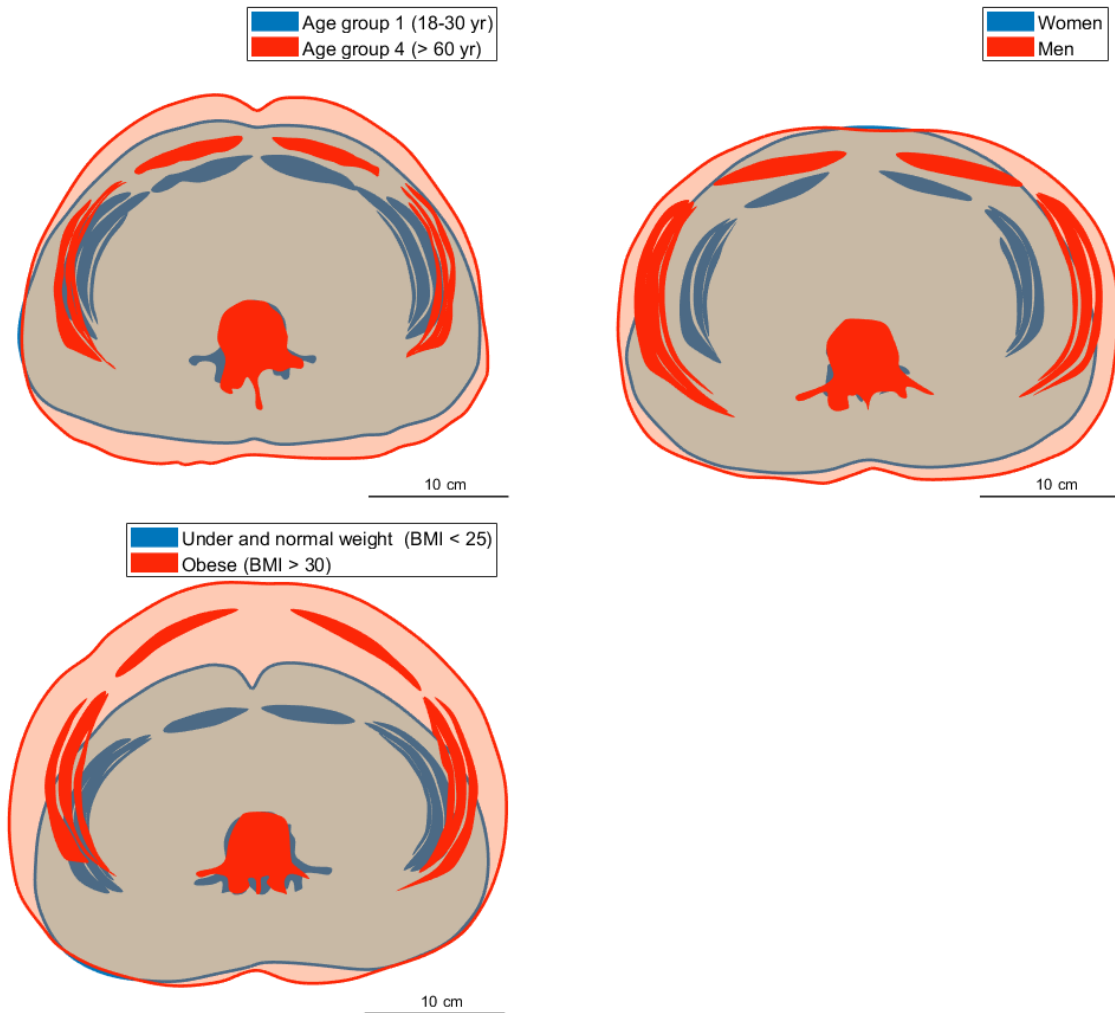


Figure 2.3 : Comparison of the geometry of the abdominal wall muscles of the most representative subjects (determined on the graph of individuals of the principal component analysis) for (a) age groups; (b) gender groups; (c) BMI groups. BMI, body mass index.

Obesity alters the muscles of the abdominal wall. It seems that the abdominal wall is more deformable anteriorly than laterally under the effect of increased visceral fat mass, as observed in Figure 2.3. Indeed the results presented here show that all the aponeuroses and the RA stretch substantially with the increase of the BMI, while the three flat muscles (EO, IO, and TA) maintain pretty similar sizes and shapes. This could be explained because the three flat muscles have crossed fibers orientations and so behave like a composite material (Hernández et al. 2011), resulting in a stiffer behavior of the lateral parts of the abdominal wall.

Regardless of the influence of age, sex, or BMI, the TA has been shown to have an evolution of its own. It was preserved over the years, bulkier in women and larger in obese subjects. Anatomical conventions define the TA as the “corset muscle,” whose primary function is to contain viscera. Our hypothesis is that the main parameter influencing TA size is the weight of viscera. Indeed, with age and BMI, VA increases significantly, reflecting a heavier viscera mass and leading to the need for stronger muscles to contain this mass. The TA being the deepest abdominal muscle and being the only abdominal muscle with fibers running horizontally, it appears to be the muscle of the abdominal wall the most able to resist to the effort applied by the viscera. The conservation of the TA’s aponeurosis width over the years could be another indicator that the TA preserves better than other abdominal wall muscles over time. Further investigation is needed to confirm this hypothesis.

Concerning muscle asymmetry, Mannion et al. (2008) determined the asymmetry of the EO, IO, and TA muscles based on their thickness, not their area. Yet, their results are extremely close to those observed here. They observed mean values for the different muscles, ranging from 11% to 26% compared with 14.8% to 18.3% here.

Of course, this study is not devoid of certain limitations. All measurements were performed on a single slice, which could limit the scope of our results. However, the slice level chosen here has been proven the most representative level of abdominal composition (Lee et al. 2004; Sottier et al. 2013; Hasselager and Gögenur 2014; Tong et al. 2014). Some anatomical structures can be difficult to identify in the setting of low-dose CT scan, with more noise than in conventional CT scan, resulting in higher measurement uncertainty. The meeting point of the flat muscles’ aponeuroses and the rectus sheath can be hard to determine, resulting in significant measurement uncertainty for aponeuroses width (± 3.2 mm). Furthermore, when a poor contrast was observed on the CT scans, the common boundaries of the flat muscles (EO, IO, and TA) were sometimes difficult to identify. To reduce those biases, it was decided to present the average values of the measurements taken on both sides. In addition, the presence or absence of the umbilicus at the slice level can also change the actual width of the LA, and intermuscular fat can be considered in the calculation of muscle fat infiltration.

Despite these limitations, this study was robust and complete, and it could now be considered a reference work on abdominal wall anatomy in adults. The anatomical variability observed is certainly the witness of great variability in the mechanical properties of the tissues that constitute the abdominal wall. Knowledge of this anatomical variability may help to improve the finite element models of the abdominal wall (Hernández-Gascón et

al. 2013) that have remained generic to date by making them more patient-specific. If these more bio-faithful models prove that the biomechanical behavior of the abdominal wall varies with anatomical variability, this may mean that the surgical management of ventral hernias should be personalized as well. This personalization will mainly concerns the choice of the implant material, the implant size and overlap relative to the defect size, and the fixation technique. Finally, this work allows for improvements to the realism and biofidelity of the abdominal wall surrogate models used for teaching parietal surgery (Kroese et al. 2017). Future investigations focusing on the study of the constraints applied to the abdominal wall, on the deformations of the tissues, and on establishing their biomechanical properties are necessary to deepen the conclusions presented here.

3. Chapitre 3

Semiautomatic quantification of abdominal wall muscles deformations based on dynamic MRI image registration

Arthur Jourdan ^a, Arnaud Le Troter ^b, Pierre Daude ^b, Stanislas Rapacchi ^b,
Catherine Masson ^a, Thierry Bège ^{a,c}, David Bendahan ^b

a. Aix-Marseille Univ, Univ Gustave Eiffel, IFSTTAR, LBA, F-13016 Marseille, France

b. Aix Marseille Univ, CNRS, CRMBM, Marseille, France

c. Department of General Surgery, Aix Marseille Univ, North Hospital, APHM, Marseille, France

Article publié dans “NMR in Biomedicine”, février 2021

3.1. Avant-propos

Ce chapitre contient un article scientifique qui répond à l’objectif spécifique numéro 2.1 de cette thèse portant sur le développement et l’application d’une méthodologie semi-automatique de quantification des déformations des différents muscles de la paroi abdominale par IRM dynamique. L’étude présentée ici a été approuvée par un comité de protection des personnes (CPP) et porte le numéro IDRCB : 2019-A00806-51 (avis favorable en Annexe 1). Elle a été menée conformément à la législation nationale sur la recherche interventionnelle et à la déclaration d'Helsinki. Dans ce travail est détaillée une méthodologie originale combinant sélection d’image par « feature tracking », segmentation supervisée des muscles abdominaux, quantification des déformations musculaires basée sur les techniques de recalage d’images et cartographie des déformations dans les sous-zones musculaires à l'aide d'une parcellisation automatique. Cette méthodologie a été évaluée et appliquée sur les images d’IRM dynamique à 3T (densité du champ magnétique) de 10 volontaires sains (de 22 à 54 ans) réalisant une inspiration forcée. La présente méthode de

post-traitement fournit un cadre analytique quantitatif qui pourrait être utilisé dans des études ultérieures pour une meilleure compréhension des déformations de la paroi abdominale dans des situations physiologiques et pathologiques. Le premier auteur a participé à la rédaction du protocole et aux démarches d'obtention des autorisations de l'Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé (ANSM) et du CPP avec le soutien de Catherine Masson et du Dr. Thierry Bege. Il a également participé à l'acquisition des images d'IRM dynamique avec le support technique de Claire Costes, Lauriane Pini et Patrick Viout (CRMBM/CEMEREM UMR CNRS 7339), ainsi qu'au développement de la méthodologie de post-traitement avec le support d'Arnaud Le Troter, de Stanislas Rapacchi (CRMBM/CEMEREM UMR CNRS 7339) et Morgane Evin (LBA, UMR Univ. Gustave Eiffel) et à son évaluation avec le support de David Bendahan (CRMBM/CEMEREM UMR CNRS 7339). Le premier auteur a effectué la rédaction de la première version de l'article. Du matériel supplémentaire portant sur la mise au point de la stratégie de segmentation semi-automatique et sur la quantification des déplacements perpendiculaires au plan de coupe vient compléter cet article en fin de chapitre.

3.2. Abstract

Quantitative analysis of abdominal organs motion and deformation is crucial to better understand biomechanical alterations undermining respiratory, digestive or perineal pathophysiology. In particular, biomechanical characterization of the antero-lateral abdominal wall is central in the diagnosis of abdominal muscle deficiency. Here, we present a dedicated semiautomatic dynamic MRI postprocessing method enabling the quantification of spatial and temporal deformations of the antero-lateral abdominal wall muscles. Ten healthy participants were imaged during a controlled breathing session at the L3-L4 disc level using real-time dynamic MRI at 3T. A coarse feature tracking step allowed the selection of the inhalation cycle of maximum abdominal excursion. Over this image series, the described method combines (1) a supervised 2D+t segmentation procedure of the abdominal wall muscles, (2) the quantification of muscle deformations based on masks registration, and (3) the mapping of deformations within muscle subzones leveraging a dedicated automatic parcellation. The supervised 2D+t segmentation (1) provided an accurate segmentation of the abdominal wall muscles throughout maximum inhalation with a 0.95 ± 0.03 Dice similarity coefficient (DSC) value and a 2.3 ± 0.7 mm Hausdorff distance value while requiring only manual segmentation of 20% of the data. The robustness of the deformation

quantification (2) was indicated by high indices of correspondence between the registered source mask and the target mask (0.98 ± 0.01 DSC value and 2.1 ± 1.5 mm Hausdorff distance value). Parcellation (3) enabled the distinction of muscle substructures that are anatomically relevant but could not be distinguished based on image contrast. The present genuine postprocessing method provides a quantitative analytical frame that could be used in further studies for a better understanding of abdominal wall deformations in physiological and pathological situations.

3.3. Introduction

Real-time dynamic MRI is a promising modality in the field of medical imaging given its capacity to capture organs motion and deformation. It is currently used for the diagnosis of cardiac dysfunction and perfusion (Kim et al. 2000; Liu et al. 2019) and pelvis organ prolapse (Comiter et al. 1999). This diagnostic approach is still often limited to a qualitative analysis of images by experts whereas quantitative information would enable to refine it. In particular, quantitative biomechanical characterization from real-time MRI would need to be provided to clinicians in synthetic formats so that their medical decision can be supported by robust and self-explained quantitative methods (Evin et al. 2015; Jiang et al. 2017).

Although of interest, kinetic imaging of the abdominal wall is largely underused in clinical practice. The few existing studies have focused on the detection of abdominal wall adhesions after surgery (Lang et al. 2008; Fenner et al. 2014; Randall et al. 2017). But the quantification of movement and deformations of abdominal muscles could bring valuable information in medical diagnosis and potentially shed light to better understand functional decline in certain neuromuscular diseases or any situations involving abdominal muscle deficiency such as hernia, post-delivery recovery, muscle dystrophy, obesity, muscular fat infiltration and post-mechanical ventilation recovery. The central role of the abdominal wall in visceral restraint, intra-abdominal pressure regulation (Cobb et al. 2005), posture (De Troyer 1983; Neumann and Gill 2002) and breathing (Campbell 1952) may warrant a stress diagnosis in a significant number of situations. However no post-processing method for the quantification of abdominal muscles deformations has been reported so far. Accurate deformation quantification necessitates proper segmentation throughout the dynamic image series, which stands as the primary technical challenge to achieve reliable *in vivo* biomechanical evaluation. The large and rapid deformations of the abdominal muscles, the movement of

the visceral contents at the vicinity of the muscles and the potential imaging artifacts make the segmentation of subtle abdominal muscles particularly complex.

Nevertheless, MRI is an imaging modality of choice for the dynamic evaluation of abdominal wall soft tissues deformation. Complementary to clinical examination, MRI can offer an in-depth analysis of abdominal muscles (Wang et al. 2020). On the contrary to ultrasound imaging, MRI can be used to assess the entire abdominal wall and can offer a continuous dynamic analysis during abdomen movements. Although MRI displays a large panel of advantages, the medical community is still lacking a standardized MRI protocol coupled with post-processing methods which would provide accurate and quantitative information that could be used by clinicians.

In the present study, we intended to develop, validate and assess a semi-automatic post-processing method dedicated to real-time dynamic MRI aiming at a fast and reliable quantification of abdominal wall muscles deformations during a controlled breathing exercise. A coarse feature tracking step allowed the selection of the inhalation cycle of maximum abdominal excursion. Over this image series, the described method combines i) a supervised 2D+t segmentation procedure of the abdominal wall muscles, ii) the quantification of muscles deformations based on masks registration and iii) the mapping of deformations within muscle sub-zones leveraging a dedicated automatic parcellation.

3.4. Subjects and methods

The study was approved by the ethics committee (IDRCB: 2019-A00806-51) and was conducted according to national legislation on interventional research and the declaration of Helsinki.

3.4.1. Subjects

Ten healthy subjects (33.5 ± 10.8 y.o., 5 females) were scanned after they provided their informed written consent. Information related to their physical activity and smoking status was gathered. A score related to physical activity was defined as high (at least 3 to 4 exercise sessions a week), moderate (from 1 to 2 exercise sessions a week) or mild (less than 1 exercise session a week).

3.4.2. MRI protocol and breathing exercise

The abdominal region of the participants was imaged using a 3T MRI scanner (MAGNETOM Verio, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany) with a torso-dedicated 32 channels array coil. Subjects were supine and axial images with T1/T2 contrast from a single slice located at the L3-L4 disc level were recorded repeatedly with a time resolution of 182 ms using a cine-bSSFP sequence (echo train duration for 1 single-shot image: 182ms, TE/TR: 1.4/3.1 ms, flip angle: 50deg, field of view: 360 x 360 mm², pixel size: 2.3 x 1.7 mm², slice thickness: 8 mm, GRAPPA 4 with 24 reference lines).

Subjects performed four complete controlled breathing cycles guided by an audio signal. Instructions were given to breathe as regularly as possible trying to get maximal abdominal amplitude in both inhalation and exhalation phases. An initial training session was performed before the MRI session on an examination table as many times as necessary to get used to the imposed frequency (1 cycle / 5s). Given the 182 ms echo train duration, around 27 images were recorded during each cycle from end-exhalation to end-inhalation.

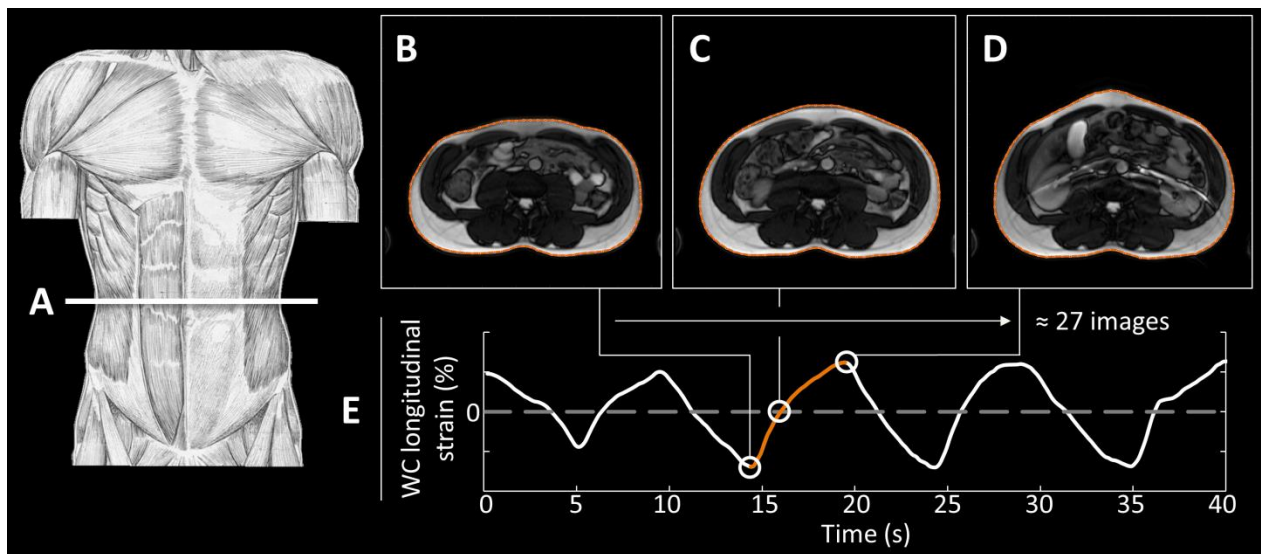


Figure 3.1 : A : position of the MRI slab i.e. (L3-L4); Axial images of the abdomen recorded at end-exhalation (B), at rest (C) and at end-inhalation (D); in each image, the waist circumference (WC), highlighted in orange, was automatically tracked by the feature tracking algorithm; E : Typical WC longitudinal strain time-dependent changes during four breathing cycles. The zero-strain corresponds to the abdomen at rest. The orange line indicated the corresponding changes during the 2nd inhalation which is the inhalation cycle of maximum abdominal excursion.

3.4.3. Image selection

An image dataset of 247 images was acquired for each subject during the 45s of controlled breathing. A semi-automatic feature tracking (FT) algorithm based on spatial correlation was developed using Matlab (Matworks, 9.4 R2018a, Natick, MA) as previously reported for the left atrial function (Evin et al. 2015). On that basis, inhalation and exhalation phases were distinctly isolated during the controlled breathing exercise (Figure 3.1) in order to select the MR images of interest for this study. The details of the FT algorithm are as follows:

- (i) A manual delineation of the abdominal circumference was performed on the median slice of a given image dataset. Then 85 equidistant markers were interpolated over the contour using a Canny edge detection method (sensitivity threshold=0.2)(Canny 1986).
- (ii) A feature tracking of the 85 markers was performed on the whole image dataset. For each marker, a 3x3 pixels ROI was centered on the marker's position and a 2D correlation was used to track similar anatomic features on analogous ROIs localized on the neighboring images. The highest correlation was selected as an indicator of the new position of the marker on the neighboring image. The method was designed to avoid the sliding of the markers along the border between the subcutaneous fat and the air which delimits the abdomen on the images.

The length of the reference waist circumference (WC) l_0 was measured from another MRI dataset acquired during a breath-hold session performed at the end of a smooth exhalation while the abdominal wall was as relaxed as possible (i.e. resting position). At each time step, the measurement of the abdominal circumference l_t was defined as the length of the segmented closed line passing through the 85 markers. The WC longitudinal strain $S(t)$ was defined as the temporal variation of the WC length as follows:

$$S(t) = \frac{l_t - l_0}{l_0}$$

where l_0 is the length of the WC at rest, l_t refers to the length at time t .

A typical WC longitudinal strain curve during the whole sequence is displayed in Figure 3.1. The maximum and the minimum strain peaks corresponding to the end-exhalation and end-inhalation phases respectively were calculated from the longitudinal strain curve. The

inhalation amplitude was calculated as the difference between successive minimum and maximum strain peaks.

For each subject, the MR slices corresponding to the greatest amplitude inhalation (i.e. maximum abdominal excursion) were isolated. Those MR slices are referred to as “volume of interest” as visible in Figure 3.2 (section A). The first and last slices of each volume of interest were related to the end-exhalation and end-inhalation phases respectively.

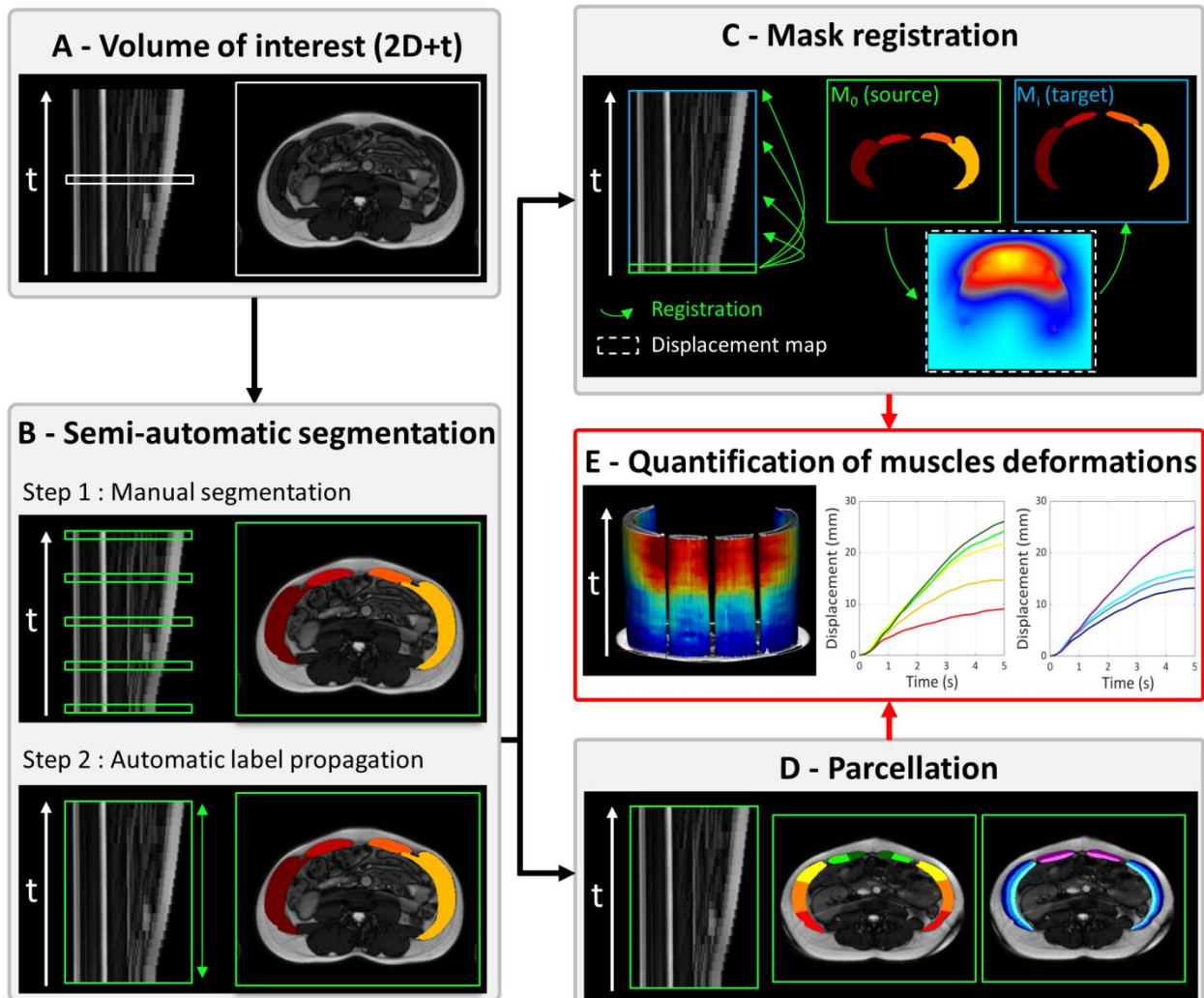


Figure 3.2 : Quantification of muscles deformations pipeline; A : 2D+t volume of interest in sagittal view with an arbitrary intermediate axial slice; B : the number of manually segmented slices as well as the parameters for automatic label propagation are the result of a comparative analysis visible in supplementary material.

3.4.4. Semi-automatic segmentation

3.4.4.1. Manual segmentation

As a prerequisite, a N4 bias inhomogeneity correction was performed on the MR images volumes of interests as previously described (Tustison et al. 2010). As illustrated in Figure 3.2, four regions of interest (ROI) were identified throughout the inhalation cycle. These regions were the right and left rectus abdominis (RRA-LRA) and the right and left lateral abdominal muscles (RLM-LLM). The three lateral abdominal muscles or flat muscles (external oblique, internal oblique and transversus abdominis) were considered as a single ROI (RLM-LLM) given the images resolution. Manual segmentation was performed using FSLeyes, the image viewer included in the FSL toolbox (McCarthy 2019), with the help of a homemade FSL-embedded plugin (“Superseg” - International Patent # PCT/FR2018/051732 related to the Supervised Segmentation of individual muscles in MR Images). The “Superseg” plugin integrates a contour delineation tool based on the selection of control points and interpolation using cubic Catmull-ROM spline curves. MR image volumes were manually segmented by an expert (AJ) on five slices as visible in Figure 3.3.

In addition, MRI volumes of 5 arbitrarily selected subjects (total of 127 slices) were fully manually-segmented to be used as the ground truth for the validation purpose of the proposed semi-automatic segmentation.

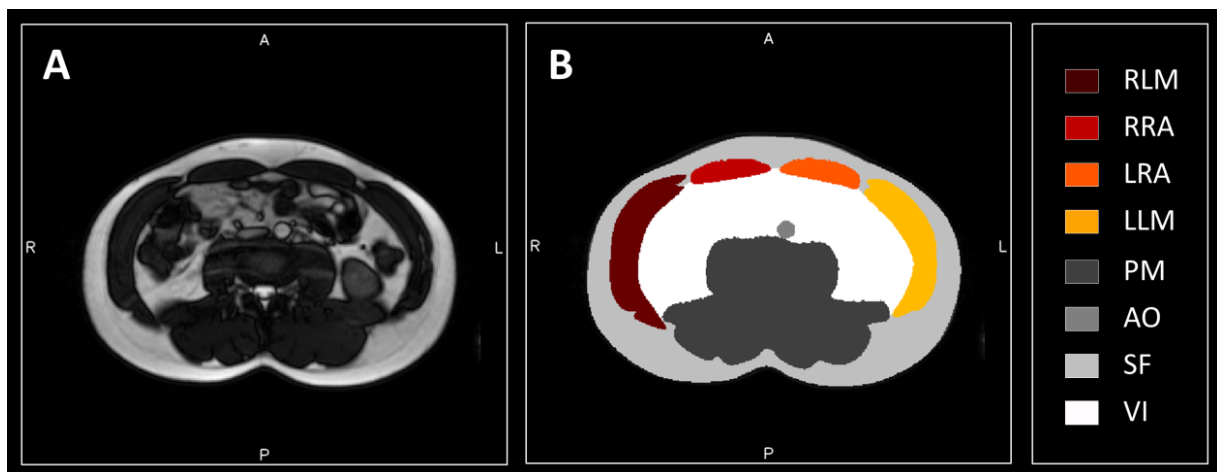


Figure 3.3 : Typical MR image recorded in the axial plane of the abdomen (A) with the corresponding regions of interest (B); RLM : right lateral muscles, RRA : right rectus abdominis, LRA : left rectus abdominis, LLM : left lateral muscles, PM : posterior abdominal muscles, AO : aorta, SF : subcutaneous fat, VI : viscera.

3.4.4.2. Automatic label propagation

The five segmented masks were propagated to the remaining slices of the volume of interest (2D+t) using an automatic label propagation algorithm as previously described (Ogier et al. 2020) (Figure 3.2, section B). This algorithm implemented with the ANTs library (Tustison and Avants 2013), consisted of a registration process with rigid and affine transformations, followed by a diffeomorphic multi-level registration with B-Spline regularization. The choice of the propagation strategy and the registration parameters is the result of a comparative analysis visible in the supplementary materials (section 3.7.1).

The resulting segmentation was compared to the ground truth i.e. the entire manual segmentation of the 4 abdominal wall muscles (RRM, RRA, LRM, LRA) based on the computation of Dice similarity coefficient (DSC) and the Hausdorff distance (HD) which were calculated for the automatically-segmented slices thereby excluding the manually-segmented slices.

3.4.4.3. Morphometric measurements

From the segmented masks of the abdominal wall ROIs, changes in muscle area, elongation and eccentricity metrics were quantified throughout the inhalation period. Those metrics were measured using the *LabelGeometryMeasures* command implemented in the Ants Library (Padfield and Miller 2008).

Elongation was defined as:

$$elongation = \frac{MajorAxisLength}{MinorAxisLength}$$

Eccentricity was defined as:

$$eccentricity = \frac{\sqrt{MajorAxisLength^2 - MinorAxisLength^2}}{MajorAxisLength}$$

Eccentricity near 0 refers to a shape approaching a circle (elongation~1) whereas eccentricity near 1 refers to a shape approaching a line (elongation~+∞).

3.4.5. Individual muscle parcellation

In order to discriminate muscles areas, a dedicated automatic parcellation of the segmented masks was performed according as previously described (Fouré et al. 2015). A polar coordinate system was used to determine the position of each voxel of the segmented masks and the localization system was based on the mass center of the lateral muscles (RLM, LLM). On that basis, lateral muscles ROIs (RLM, LLM) were automatically split into three depth (superficial, intermediate, and deep layers) and three angular levels (posterior, central and anterior) as illustrated in Figure 3.4. The three layers were intended to mimic the three anatomically described muscle layers i.e. external oblique, internal oblique and transversus abdominis. The rectus abdominis muscles ROIs (RRA, LRA) were split into two depths (superficial and deep) and two angular (medial and lateral) levels.

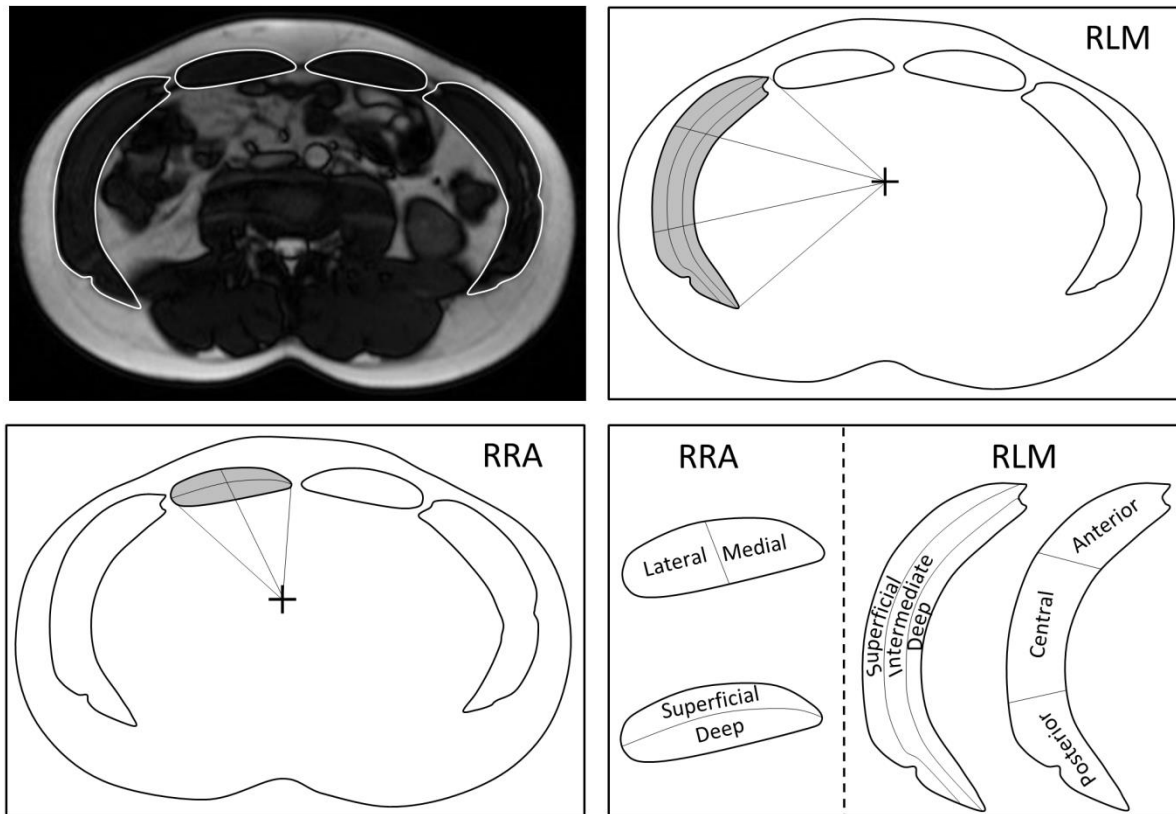


Figure 3.4 : Abdominal wall muscles ROIs parcellation; Example of the specific parcellation of right lateral muscles (RLM) and of the right rectus abdominis (RRA)

3.4.6. Quantification and time-dependent changes of muscles deformations

The evolution over time of the displacement magnitude of the abdominal wall muscles compared to their initial position (i.e. end-exhalation) was computed from registration of the

segmented masks as illustrated in Figure 3.2 (section C). For each dataset of n masks, the first segmented mask M_0 was considered as the single source while M_i ($1 \leq i \leq n$) was considered as the set of target segmented masks. Consecutive registrations were performed between M_0 and M_i using a *TimeVaryingVelocityField* transformation model implemented in the Ants Library and recommended for large deformations. The parameters for this registration stage were: gradient step = 2.0, cost function as mean squares, 5 multiresolution steps with, respectively, $1200 \times 1200 \times 100 \times 20 \times 0$ iterations max per level, shrink factor = $8 \times 6 \times 4 \times 2 \times 1$, and smoothing sigma = $8 \times 6 \times 4 \times 2 \times 1$ voxel. The displacement magnitudes between the source segmented mask M_0 and each successive segmented mask M_i were then generated at pixel scale using a script implemented in the Ants library that calculates displacement amplitudes from transformation fields (i.e. warps) using Euclidean distance (*antsdeformationmag.sh*).

The validity of the M_0 to M_i segmented masks registration, and consequently of the displacement magnitude calculation was evaluated using the DSC and HD metrics computed between the registered (i.e. warped) M_0 segmented mask and the corresponding target M_i segmented mask. This validation step was carried out for the 10 volunteers for all consecutive registrations ($n=242$). The similarity coefficients (DSC and HD) were averaged for all 4 abdominal wall muscles ROI (RLM, RRA, LRA, LLM).

The temporal evolution of the average displacement of the muscular regions was calculated within each previously defined parcels.

3.5. Results

3.5.1. Demographic data

The demographic data of the cohort are presented in Table 3.1. The physical activity score was variable within the group.

Table 3.1 : Demographic data; * values presented as mean \pm SD min / max

Women / Men (n)	5/5	
Age (yr)*	33.5 \pm 10.8	22.0 / 54.0
Body mass index (kg/m²)*	22.7 \pm 2.5	17.5 / 26.6
Waist circumference (mm)*	814 \pm 75	678 / 921
Physical activity score (High/Moderate/Mild)	3 / 6 / 1	
Non-smokers / Smokers (n)	8 / 2	

3.5.2. Image selection

For each subject, the MR slices corresponding to the inhalation with the largest longitudinal strain amplitude were isolated. Overall, 230 slices were integrated into the rest of the study. The duration of the selected inhalation bout varied from 3.6s to 5.3s and the corresponding longitudinal strain increased regularly over time (Figure 3.5, all curves aligned to a 5s scale). The mean longitudinal strain was 6.1 ± 2.0 %.

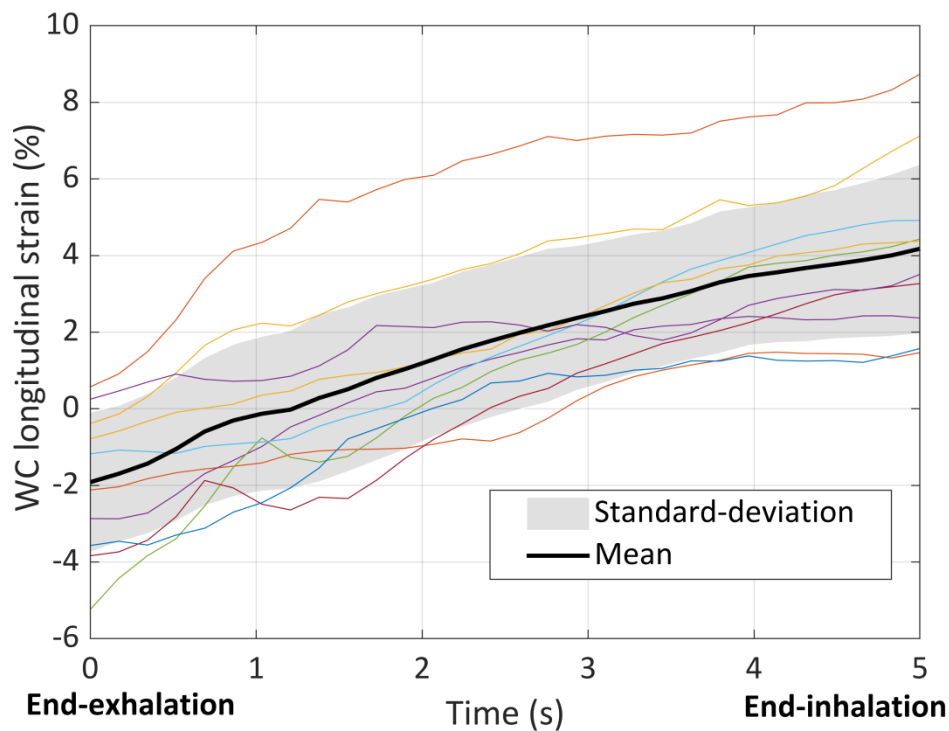


Figure 3.5 : Waist circumference (WC) longitudinal strain during the inhalation cycle of maximum abdominal excursion for the 10 subjects.

3.5.3. Semi-automatic segmentation

3.5.3.1. Performances

Typical manual and automatically-segmented masks are visible in Figure 3.6. The DSC and HD metrics computed between the automatically-segmented slices and ground truth segmentation were respectively 0.95 ± 0.03 and 1.9 ± 1.1 mm. The DSC scores for RLM, RRA, LRA and LLM muscles were 0.96, 0.94, 0.93 and 0.96 respectively. The corresponding HD values were 1.91, 1.81, 1.85 and 2.03 mm respectively. It is noteworthy that the segmentation of the Rectus Abdominis muscle was less accurate in terms of DSC scores as compared to the

lateral muscles. The average time required for the manual delineation of the five input slices was 12min 30s. In comparison the complete manual segmentation required about 65min. On that basis, 80% of the manual segmentation time could be spared.

3.5.3.2. Muscle area and geometry changes

Time-dependent changes in muscle area, elongation and eccentricity are illustrated in Figure 3.6 over a 5s timescale. The patterns and quantitative changes were very similar between the right and left sides. The lateral muscles show the largest area and eccentricity changes during inspiration. At end of the exhalation session, the lateral muscles area (Right : $27.1 \pm 3.8 \text{ cm}^2$; Left : $27.1 \pm 4.5 \text{ cm}^2$) was around 4 times larger than the Rectus Abdominis muscles area (Right : $7.1 \pm 1.6 \text{ cm}^2$; Left : $6.7 \pm 1.6 \text{ cm}^2$). The lateral muscles area decreased almost linearly during inhalation (area at end-exhalation; Right : $26.1 \pm 3.8 \text{ cm}^2$; Left : $25.7 \pm 4.3 \text{ cm}^2$) whereas the overall area of the rectus muscles remained constant (area at end-exhalation ; Right : $7.0 \pm 1.3 \text{ cm}^2$; Left : $6.5 \pm 1.5 \text{ cm}^2$).

The elongation of the Rectus Abdominis muscles (Right : 4.9 ± 1.2 ; Left : 5.0 ± 1.4 at end-exhalation) was larger than that of the lateral muscles (Right : 2.4 ± 0.4 ; Left : 2.5 ± 0.3 at end-exhalation). The elongation of the lateral muscles increased between end-exhalation and end-inhalation (Right : 2.9 ± 0.4 ; Left : 2.9 ± 0.4 at end-inhalation). A similar increase was observed for the Rectus abdominis muscles (Right : 5.3 ± 1.3 ; Left : 5.5 ± 1.6 at end-inhalation). However, changes were “noisier”, likely as a result of a larger inter-subject dispersion.

The eccentricity of the Rectus Abdominis muscles (Right : 0.98 ± 0.01 ; Left : 0.98 ± 0.01 at end-exhalation) was also larger than that of the lateral muscles (Right : 0.90 ± 0.03 ; Left : 0.91 ± 0.03 at end-exhalation). The eccentricity of the lateral muscles increased between end-exhalation and end-inhalation (Right : 0.93 ± 0.02 ; Left : 0.93 ± 0.02 at end-inhalation) whereas the Rectus abdominis muscles kept a constant eccentricity throughout the whole inhalation (Right : 0.98 ± 0.01 ; Left : 0.98 ± 0.01 at end-inhalation).

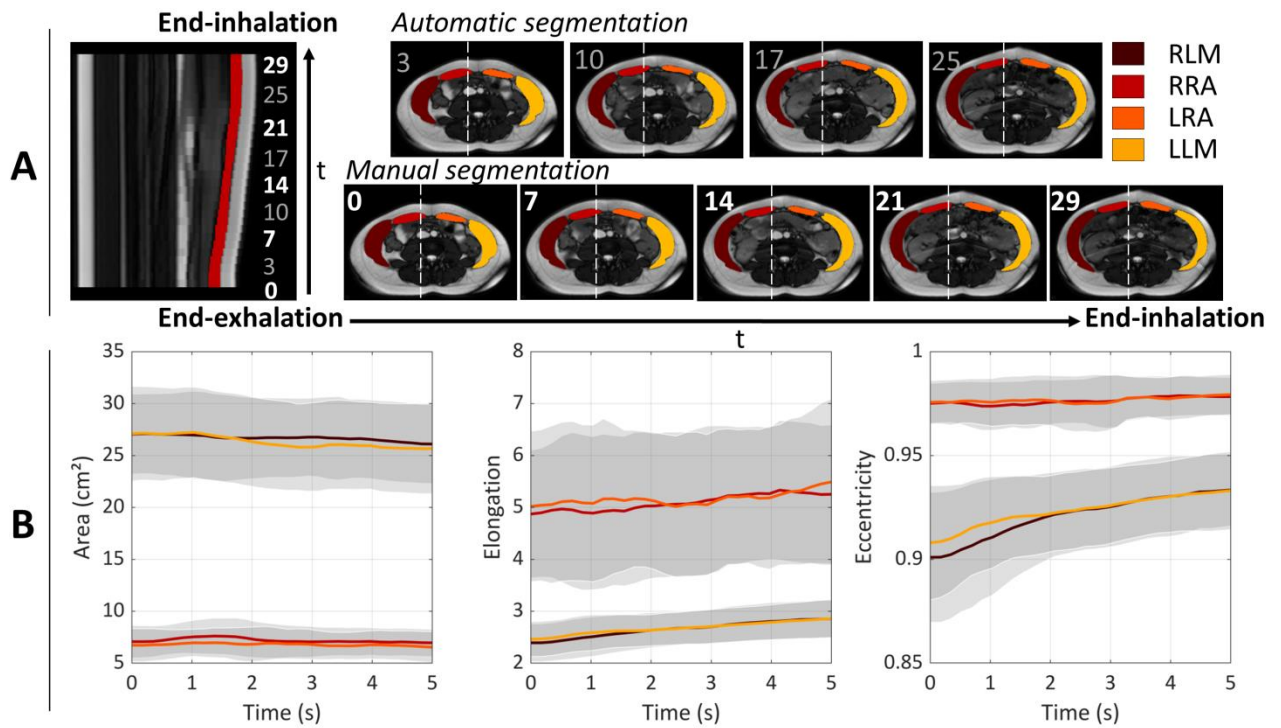


Figure 3.6 : A : Left : Sagittal view of the 2D+t volume of interest; Right : Typical manual and automatic segmentation masks, the white dashed line indicates section location of the sagittal view; B : Muscle geometry metrics evolution during inhalation; From left to right : area, elongation and eccentricity.

3.5.4. Quantification and time-dependent changes of muscles deformations

3.5.4.1. Validation

The DSC and HD metrics computed between the registered (i.e. warped) M_0 segmented mask and the corresponding target M_i segmented mask were respectively 0.98 ± 0.01 and 2.1 ± 1.5 mm.

3.5.4.2. Magnitude of displacement maps

The maps related to the magnitude of displacement resulting from mask registration are presented in Figure 3.7 for a typical subject i.e. for whom the corresponding values were close to the mean values of the cohort.

For each muscle, the set of (2D + t) masks was merged to one single contiguous 3D mask and a 3D mesh surface was reconstructed using Brainvisa 4.6 software (AimsMesh command, lowpass smoothing method with 500 iterations). The corresponding 3D magnitude maps

were projected on 3D meshes with fusion algorithm implemented in Anatomist viewer (Brainvisa 4.6 Software). The fusion method consisted in averaging the neighbor values included in a sphere of 5mm radius, centered at each vertex of the mesh.

These 2D and 3D maps were used in order to quantify the magnitude of displacement changes of the abdominal muscles from the end-exhalation to end-inhalation and for the whole set of intermediate states. During inhalation, the displacement magnitude of each muscle group gradually increased and reached a maximum at end of the inhalation phase. In the axial plane, the magnitude of displacement within the rectus abdominis muscles was quite homogeneous. On the contrary, for the lateral muscles, the magnitude of displacement of the posterior part did not exceed 4 mm during the entire inhalation whereas a 25 mm change was quantified in the anterior part and more particularly in the internal part. The displacements of the internal faces of the lateral muscles were larger than those of the external faces.

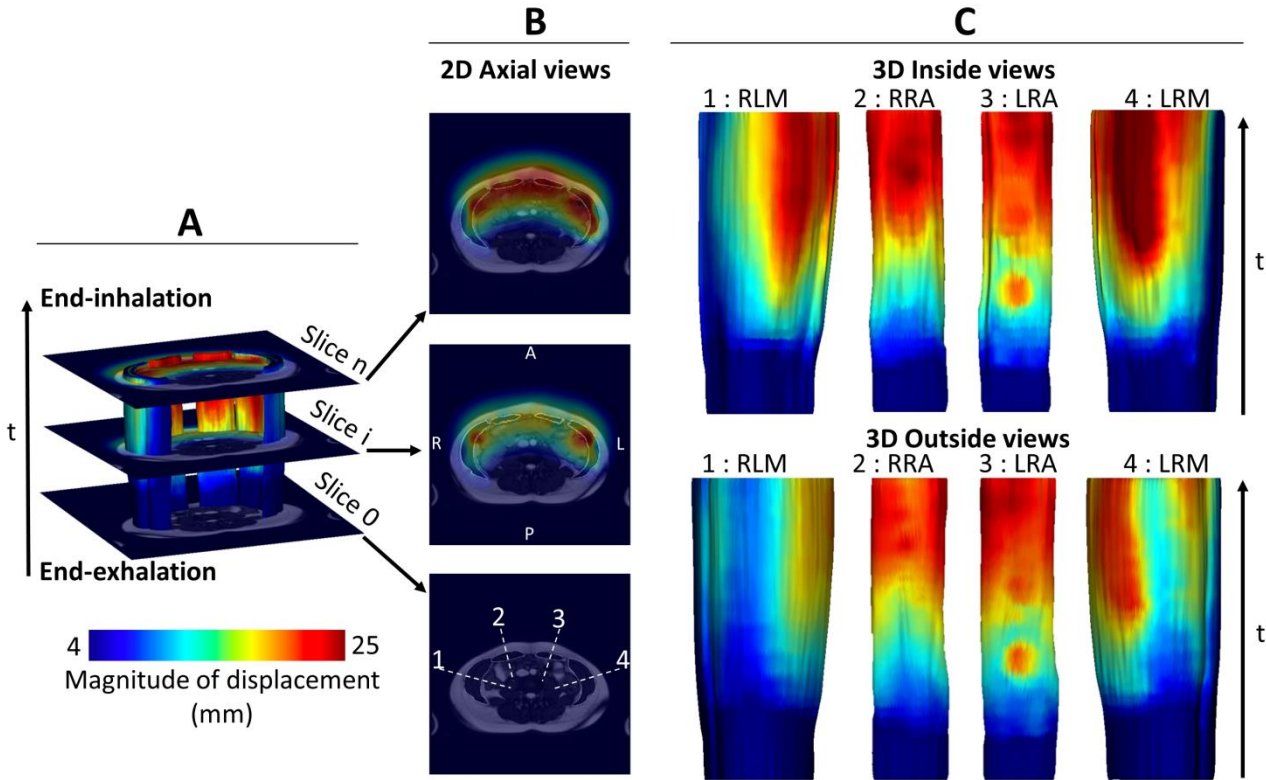


Figure 3.7 : Typical magnitude of displacement maps. These maps were obtained for the subject closest to the mean values of the cohort; A : 3d general view of displacement magnitude within the abdominal wall muscles from end-exhalation to end-inhalation with three anatomical MRI slices; B : 2D axial views of the magnitude of displacement computed on the three previous anatomical MRI slices; C : 3D visualization of the magnitudes within each individual muscle group.

3.5.4.3. Magnitude of displacement within parcels

From the maps previously described (3.4.2), time dependent change of the average displacement value within each parcel has been calculated. The average results for the whole cohort are shown in Figure 3.8.

The magnitude of displacement evolved initially linearly and then was gradually stabilized towards the end of inhalation. The maximum value was reached at end-inhalation and the largest displacements occurred for the medial RA parcel (26.1 mm at end-inhalation). The smallest displacements were localized in the posterior parcel of the LM (9.0 mm at end-inhalation). For the rectus abdominis, both deep and superficial parcels displayed a similar displacement (25.3 mm and 25.0 mm at end-inhalation respectively). A larger difference was quantified between the medial and the lateral parcels (26.1 mm and 24.2 mm at end-inhalation respectively). The anterior, central, and posterior parcels of the LM showed large differences (21.6 mm, 14.6 mm and 9.0 mm at end-inhalation respectively). The deep, intermediate, and superficial layers displayed relatively similar displacements (16.7 mm, 15.4 mm and 13.2 mm at end-inhalation respectively).

3.6. Discussion

In this study, we designed a dedicated semi-automatic post-processing method based on features tracking, optimized 2D+t semi-automatic segmentation, segmented mask registration and automatic parcellation. Applied on cine-BSSFP MRI data, this method allowed to quantify and localize spatially and temporally the abdominal wall muscles deformations during breathing. An exhaustive quantitative picture of abdominal muscles deformations based on global metrics of shape and geometry linked to localization aspects was reported.

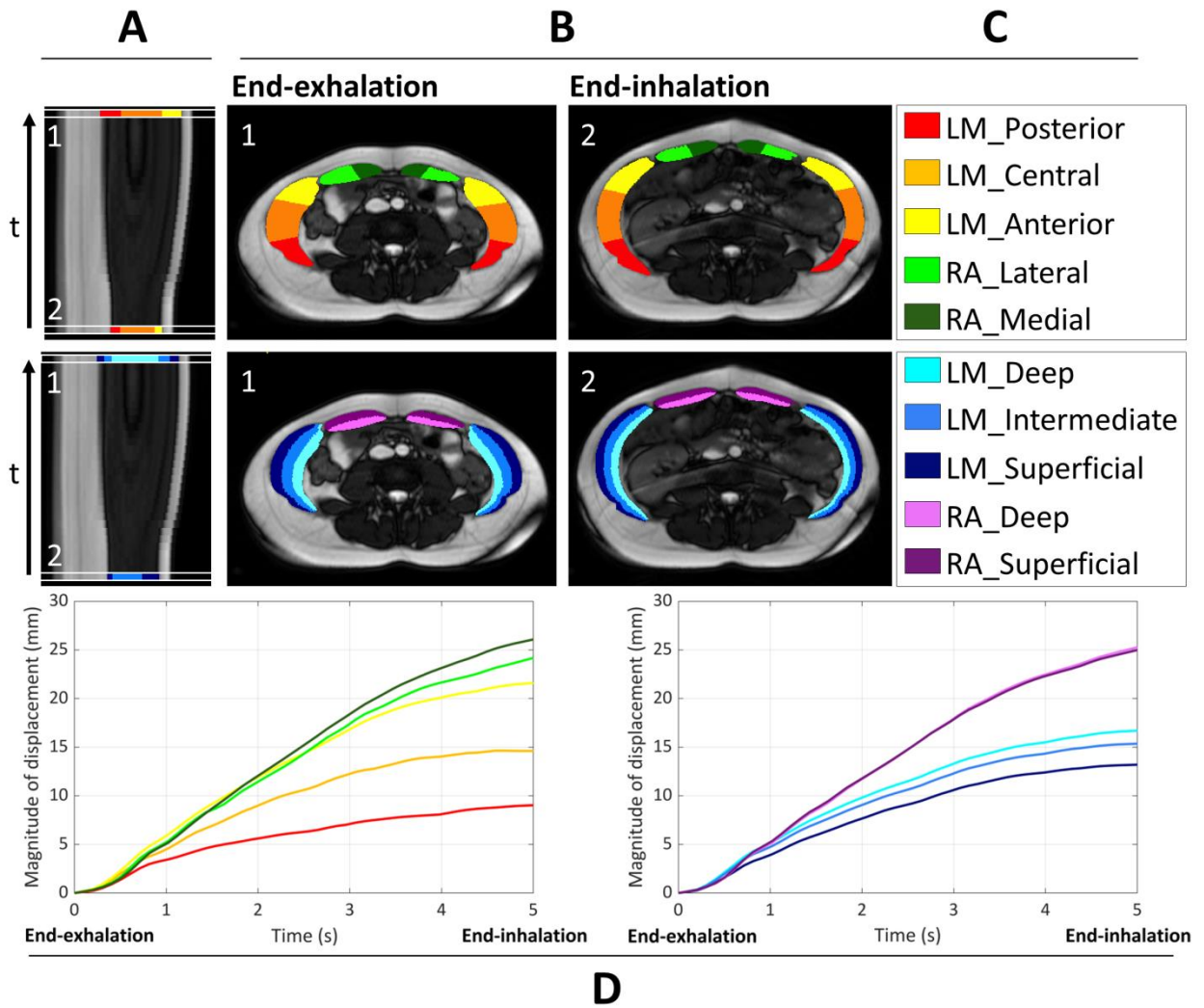


Figure 3.8 : A : Sagittal 3D view (2D+t); B : Typical parcellation at end-exhalation and end-inhalation; C : Parcellation nomenclature; D : Curves representing the mean magnitude of displacement over the time, for the whole group.

The accuracy of the semi-automatic segmentation procedure was supported by a very high DSC (0.95 ± 0.03) together with a very low HD (2.3 ± 0.7 mm). As a matter of comparison, DSC values for a fully automated multi-atlas-based segmentation of cardiac muscle based on spatio-temporal registrations ranged from 0.88 to 0.94 (Shahzad et al. 2017). DSC values for semi-automated cardiac muscles segmentation reached 0.90 using neural-networks-based segmentation (Upendra et al. 2020) and 0.89 with snake deformable models (Constantinides et al. 2009). Automatic muscle segmentation method reached $DSC = 0.87 \pm 0.11$ for individual thigh muscles, using multi-atlas-based approach (Le Troter et al. 2016). These results have to be considered in the light of the 0.96 DSC value which has been reported for a manual segmentation performed by two experts (Ogier et al. 2020). On that basis, the present results related to the semi-automated abdominal wall muscles segmentation illustrated a very high

segmentation performance. Our semi-automatic segmentation strategy required the manual delineation of 20% of the data. For future applications, taking into account the quality of the segmentation, it seems possible to reduce this manual segmentation time so that the clinical utilization could be easier. The robustness of the displacement magnitude calculation was also supported by a very high DSC (0.98 ± 0.01) together with a very low HD (2.1 ± 1.5 mm) computed between the registered (i.e. warped) M_0 segmented mask and the corresponding target M_i segmented mask. These scores indicated a near-perfect mask registration despite the large abdominal wall muscle deformations associated with inhalation. Finally, the automatic parcellation had been used in previous studies in order to discriminate areas within different organs such as heart (Cerqueira et al. 2002; Lang et al. 2006) brain (Rademacher et al. 1992; Tzourio-Mazoyer et al. 2002; Honnorat et al. 2015) and muscles (Fouré et al. 2015) but, to our knowledge, was never applied to abdominal wall muscles. In the present study, it enabled the distinction of muscle substructures which could be anatomically-relevant but could not be distinguished based on images contrast.

Our results did not only support the specificity of muscle involvement during breathing but genuinely provided some quantitative supports related to the deformation of abdominal muscles during respiration. Previous studies have only reported external measurements conducted at the abdomen surface (Klinge et al. 1998; Song et al. 2006). Our results could be partially compared to those reported using three-dimensional stereography during maximum excursion (Klinge et al. 1998) and insufflation for laparoscopic surgery (Song et al. 2006). Although the corresponding mechanical stress was different, the deformations distribution we reported during inhalation was similar with deformations concentrated on the central zone of the abdominal wall. During a 12 mmHg abdomen inflation, Song et al. (Song et al. 2006) reported a maximum 40 mm displacement located at the center of the abdomen wall. This result is comparable to the mean magnitude of displacement computed in the medial part of the rectus abdominis at end-exhalation (26.0 ± 9.1 mm, max = 44.0 mm). This displacement distribution can be supported by anatomical observations. During inhalation the central part of the abdominal wall is expected to be more deformable given that it is located far from the areas of muscular insertions on the bones which form the rigid frame of the abdominal wall (iliac crests, pubic symphysis, ribs and spine) while the posterior part of the lateral muscles is located close to the insertion of the transverse muscle on the lumbar vertebrae.

The WC increase we quantified during inhalation on the basis of the features tracking method is likely related to the increased intra-abdominal pressure resulting from the diaphragm contraction and the corresponding increased abdominal volume previously reported (Campbell and Green 1953). Considering that the muscle area changes are tightly linked to the contraction-relaxation process (Hides et al. 2010), our results suggest that the lateral muscles are contracting during forced exhalation, relaxing during inhalation whereas the rectus abdominis muscles would be minimally active. This is further supported by the fact that shape and area changes were larger for lateral muscles during inhalation as compared to rectus abdominis muscles and by the fact that the displacement values were very similar between each rectus abdominis parcel and very different between lateral muscles parcels. These observations agree with the basic physiological knowledge regarding respiratory effort (Campbell and Green 1953; Mesquita Montes et al. 2016). It has been reported using surface and intramuscular electromyography that the transversus abdominis and the internal oblique muscles (i.e. muscles of the lateral muscles group) were strongly activated at the end of forced exhalation whereas the rectus abdominis muscles were very slightly activated (Neumann and Gill 2002). This confirms why the magnitudes of displacement of the deep and intermediate parcels of the lateral muscles are greater than that of the superficial parcel (i.e. location of the external oblique muscle).

Several limitations have to be acknowledged for the present study. 2D dynamic MRI might be considered as limited given that displacements of organs of interest in the direction perpendicular to the section plane cannot be assessed. However, it can be reasonably assumed that abdominal muscles displacements in the cranio-caudal direction are negligible and so because the muscular insertions on the bone rigid frame are likely to constrain the movements in the cranio-caudal direction. As additional evidence and as illustrated in the supplementary materials (section 3.7.2) we assessed the displacements from a 2D+t sagittal dataset and found a ratio of 1/20 between the displacements in the axial plane (i.e. imaged plane) and those in the sagittal plane.

The rationale behind the choice of a single slice was related to the fact that we intended to reach a high temporal resolution. Such a resolution was necessary in order to properly assess the exercise dynamics. A 3D dynamic MRI could be considered. However, this would imply a reduced temporal resolution so as to keep the same spatial resolution. As the reduced temporal resolution should be related to larger deformations between successive MR acquisitions, the present semi-automatic segmentation is not expected to be effective. It is

noteworthy that the choice of a given plane for dynamic MRI acquisition has become a standard practice in clinical MRI (Jiang et al. 2017).

It could be argued that the demographic data of our relatively young cohort do not coincide with those of patients with abdominal muscle deficiency. Although, we clearly proved the effectiveness and interest of the method in a group of healthy volunteers, the method should also be operational in subjects with various histological changes such as muscle atrophy and fat infiltration inasmuch as the initial segmentation step is manual. In addition, our cohort was composed of healthy subjects ranging from 24 to 54 years old and a balance between men and women. On that basis, the method was efficient for people with various anthropometric characteristics and with a BMI ranging 17.5 to 26.6 i.e. underweight to overweight.

The methodology we reported in the present study could be used to further understanding the physiology and biomechanics of the abdominal wall in a variety of exercises involving motion and contraction of the abdominal wall. It could also provide a quantitative frame for the assessment of dysfunctions of the abdominal wall mobility.

3.7. Supplementary material

3.7.1. Semi-automatic segmentation strategy

An accurate quantification of muscle deformations heavily relies on segmentation quality. We then intended to design a segmentation pipeline which ensured a precise and robust segmentation while keeping manual segmentation time to a minimum. Three propagation strategies were compared.

3.7.1.1. Propagation strategies

The first strategy S1 was based on a minimal manual input : the 4 muscle ROIs (RLM, RRA, LRA, LLM) were manually contoured on the first slice of the volume of interest. The resulting segmentation mask was then propagated to the entire volume based on stepwise registrations performed between consecutive slices i.e. anatomical constraints only. The associated registration parameters are gathered in Table 3.2.

The second strategy S2 was designed to obtain an accurate segmentation. It was based on a relatively large manual segmentation effort : 8 ROIs (RLM, RRA, LRA, LLM, posterior

muscles, subcutaneous fat, aorta, viscera) were manually contoured on 5 slices of the volume of interest. These masks were then propagated to the rest of the volume using the same anatomical constraints described for S1 combined with atlas constraints (Table 3.2) as previously described (Ogier et al. 2017).

The third strategy S3 is based on an intermediate manual segmentation effort: the 4 muscle ROIs were contoured on 5 slices of the volume of interest. New registration parameters have been used (Table 3.2). These parameters were chosen with the aim of taking into account large deformations which could occur during breathing.

The segmentation masks resulting from S1, S2 and S3 of 5 arbitrarily selected subjects (excluding the manually-segmented slices) were compared to the ground truth i.e. the entire manual segmentation of the 4 abdominal wall muscles (RRM, RRA, LRM, LRA). The comparative analysis was based on the computation of DSC and HD.

Table 3.2 : Non-linear registration parameters for S1, S2 and S3 ; B-Spline SyN stands for B-spline symmetric diffeomorphic normalization.

Strategy	S1	S2		S3	
Propagation constraints	Anatomical	Anatomical	Atlas	Anatomical	Atlas
Transformation	B-Spline SyN	B-Spline SyN	Rigid + Affine + B-Spline SyN	B-Spline SyN	Rigid + Affine + B-Spline SyN
Gradient step	0.03	0.03	0.25	0.03	0.15
Cost function	Mutual Information	Mutual Information	Mean Squares (label by label)	Mutual Information	Cross Correlation (all labels)
Multiresolution steps	3	3	4	4	5
Max iterations per level	200x100x80	200x100x80	500x200x200 x100	1000x500x250 x100	200x200x200 x150x100
Shrink factor	8x4x2	8x4x2	8x6x4x2	6x4x2x1	10x6x4x2x1
Smoothing sigma (voxels)	4x2x2	4x2x2	2x2x2x2	4x3x2x1	5x3x2x1x0

3.7.1.2. Statistical analyses

DSC and HD values were compared using multiple paired comparisons (t-tests) with p values corrected by Bonferroni adjustments. An adjusted p value < 0.05 was chosen as statistically significant. Statistics were performed using R Studio 1.2 (RStudio, Inc.).

3.7.1.3. Results

The manual segmentation time was 2 min 30 s for S1, 25 min for S2 and 12 min 30 s for S3. As a matter of comparison, the complete manual segmentation required about 65min.

The DSC and HD computed for each segmentation method are illustrated in Figure 3.9. The average DSC values were 0.87 ± 0.10 for S1, 0.94 ± 0.03 for S2 and 0.95 ± 0.03 for S3. The corresponding HD were 7.5 ± 5.5 mm, 2.4 ± 0.8 mm and 2.3 ± 0.74 mm respectively. S1 underperformed both in terms of DSC and HD because the propagation diverged over time due to accumulations of segmentation errors as illustrated in Figure 3.9 (section C). In addition, a large number of outliers could be identified. S2 led to a statistically significant improvement as compared to S1 segmentation ($p < 0.001$). S3 outperformed the segmentation performance of both S1 ($p < 0.001$) and S2 ($p < 0.001$). Of interest, S3 required a lower amount of manual segmentation as compared to S2.

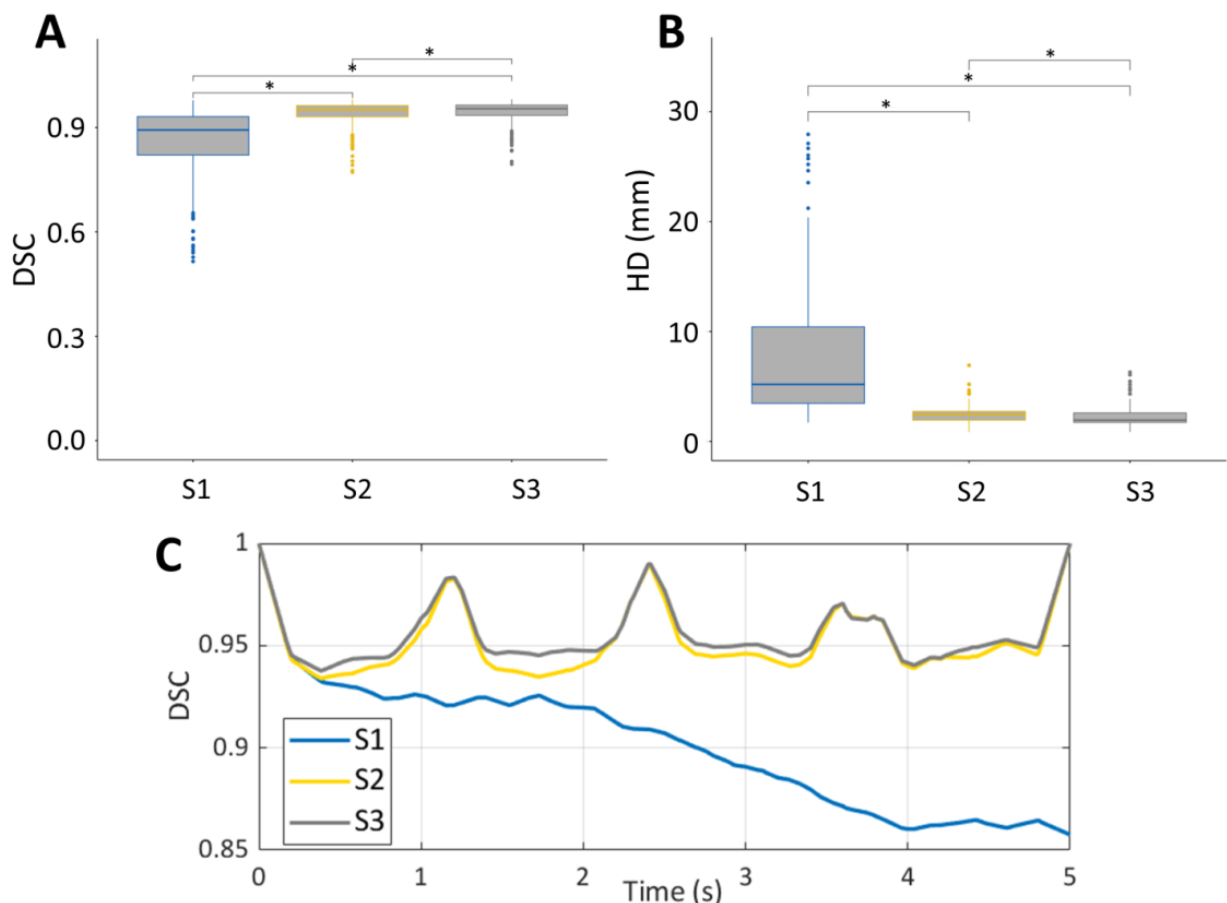


Figure 3.9 : DSC (A) and HD (B) for the different segmentation strategies. Statistical significance for comparisons was noted: * $p < 0.001$; C : DSC evolution during time.

3.7.1.4. Conclusion

On the basis of these comparative analyses, the S3 segmentation strategy was chosen and used for the rest of the study in order to characterize and highlight the patterns of muscles deformations.

3.7.2. Quantification of the cranio-caudal displacement

In order to quantify the magnitude of the cranio-caudal displacement, we recorded in a single subject and during the same type of exercise, parasagittal images passing through the rectus abdominis muscle (A , Figure 3.10). The corresponding cranio-caudal displacements at the level C were quantified.

As illustrated in Figure 3.10, a 1.2 mm cranial displacement of the rectus abdominis can be quantified at the L3-L4 disc level between end-exhalation and end-inhalation. The anterior displacement at the same point was 20 mm. On that basis, the ratio between the axial and sagittal displacements was 1/20. This ratio actually defines the precision limit of the proposed method i.e. the abdominal movements during a controlled breathing remained almost entirely (95%) within the axial plane. This result strongly supports the fact that the assessment of muscle deformations a single slice level cannot be considered as a limitation. The detection of pathological deformations will be relevant as long as the corresponding amplitudes are larger/lower than 5%.

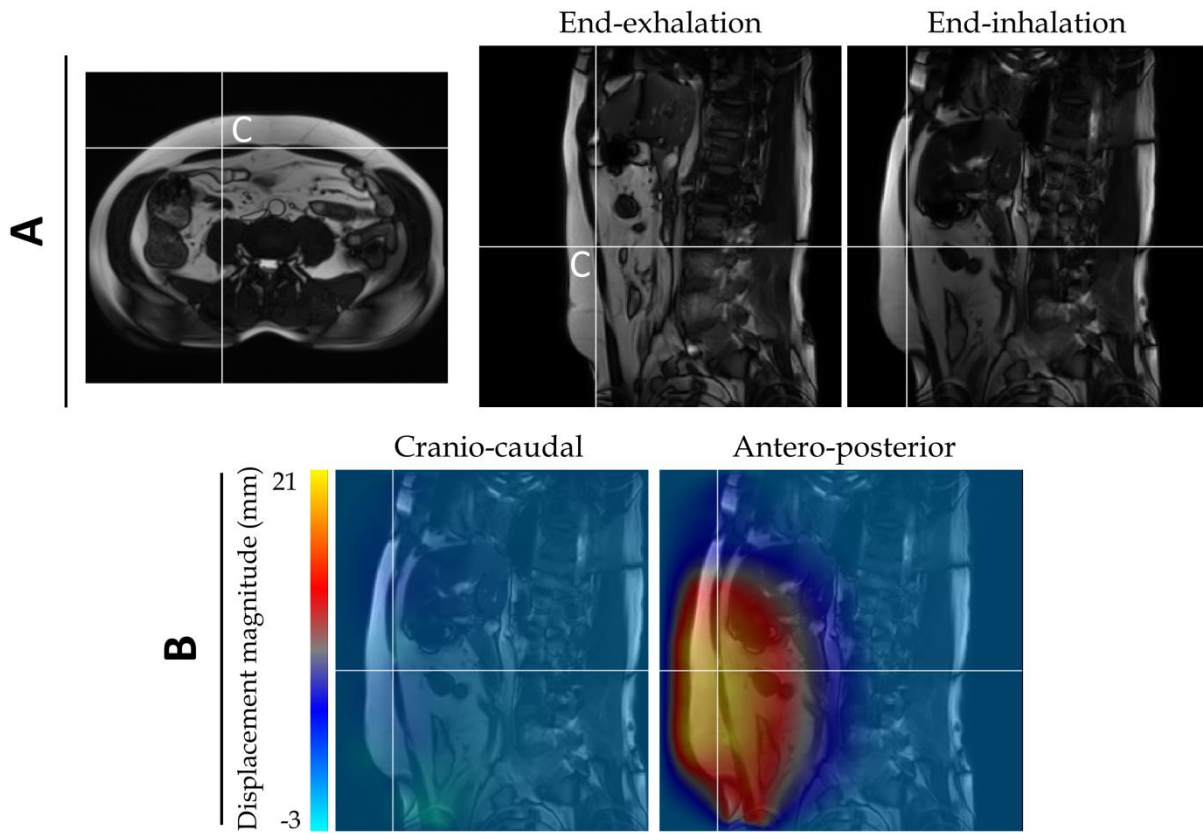


Figure 3.10 : Estimation of abdominal wall displacement between end-exhalation and end-inhalation on parasagittal plane (A) ; B : Resulting displacement magnitude in both cranio-caudal and antero-posterior directions.

4. Chapitre 4

Dynamic-MRI quantification of abdominal wall motion and deformation during breathing and muscular contraction

Arthur Jourdan ^a, Stanislas Rapacchi ^b, Maxime Guye ^{b,c}, David Bendahan ^b,

Catherine Masson ^a & Thierry Bège ^{a,d}

a. Aix-Marseille Univ, Univ Gustave Eiffel, IFSTTAR, LBA, F-13016 Marseille, France

b. Aix Marseille Univ, CNRS, CRMBM, Marseille, France

c. APHM, Hopital Universitaire Timone, CEMEREM, Marseille, France

d. Department of General Surgery, Aix Marseille Univ, North Hospital, APHM, Marseille, France

Article en révision chez Computer Methods and Programs in Biomedicine

4.1. Avant-propos

Ce chapitre contient un article scientifique qui applique la méthodologie présentée dans le Chapitre 3 pour répondre à l'objectif spécifique numéro 2.1 de cette thèse portant sur la quantification des déformations des différents muscles de la paroi abdominale par IRM dynamique. Dans cette étude, la méthodologie présentée dans le Chapitre 3 a été adaptée et utilisée pour cartographier les déformations dynamiques résultantes de trois exercices complémentaires, à savoir la respiration forcée, la toux et la manœuvre de Valsalva, dans un plan abdominal transversal et ce, pour vingt volontaires sains (de 22 à 54 ans). Les déformations circonférentielles et radiales de chaque muscle abdominal ont été calculées à partir de la quantification des caractéristiques géométriques, à savoir la longueur de l'axe médian et l'épaisseur. Les cartes de déplacement radial musculaire ont été calculées en utilisant les techniques de recalage d'images. Le premier auteur a participé à l'acquisition des images d'IRM dynamique avec le support technique de Claire Costes, Lauriane Pini et Patrick Viout (CRMBM/CEMEREM UMR CNRS 7339) et a effectué le traitement, l'analyse des données ainsi que la rédaction de la première version de l'article.

4.2. Abstract

Background and Objective: Biomechanical assessment of the abdominal wall represents a major prerequisite for a better understanding of physiological and pathological situations such as hernia, post-delivery recovery, muscle dystrophy or sarcopenia. Such an assessment is challenging and requires muscular deformations quantification which have been very scarcely reported *in vivo*. In the present study, we intended to characterize abdominal wall deformations in passive and active conditions using dynamic MRI combined to a semi-supervised segmentation method.

Methods: Dynamic deformations resulting from three complementary exercises i.e. forced breathing, coughing and Valsalva maneuver were mapped in a transversal abdominal plane and so for twenty healthy volunteers. Circumferential and radial strains of each abdominal muscle were computed from the geometrical characteristics quantification, namely the medial axis length and the thickness. Muscular radial displacement maps were computed using image registration.

Results: Large variations in circumferential and radial strains were observed for the lateral muscles (LM) but remained low for the rectus abdominis muscles (RA). Contraction phases of each exercise led to LM muscle shortening down to -9.6 ± 5.9 % during Valsalva maneuver with a 16.2 ± 9.6 % thickness increase. Contraction also led to inward radial displacement of the LM up to 9.9 ± 4.1 mm during coughing. During maximal inhalation, a significant 10.0 ± 6.6 % lengthening was quantified for LM while a significant thickness decrease was computed for the whole set of muscles (-14.7 ± 6.6 % for LM and -7.3 ± 6.5 % for RA). The largest displacement was observed for the medial part of RA (17.9 ± 8.0 mm) whereas the posterior part of LM underwent limited motion (2.8 ± 2.3 mm). Displacement rate and correlation between muscle thickness and medial axis length during each exercise provided insights regarding subject-specific muscle function.

Conclusions: Dynamic MRI is a promising tool for the assessment of the abdominal wall motion and deformations. The corresponding metrics which have been continuously recorded during the exercises provided global and regional quantitative information. These metrics offer perspectives for a genuine clinical evaluation tool dedicated to the assessment of abdominal muscles function in both healthy subjects and patients.

4.3. Introduction

From a physiological point of view, the abdominal wall is a flexible and resistant interface which delimits the intra-abdominal cavity. This complex multi-layered structure plays a central role in breathing, intra-abdominal pressure (IAP) regulation, protection of the internal abdominal organs and stabilization and rotation of the trunk.

Biomechanical assessment of the abdominal wall represents a major prerequisite for a better understanding of any situation involving abdominal muscle deficiency such as hernia, post-delivery recovery, muscle dystrophy or sarcopenia. A complete evaluation of the abdominal wall requires to assess both the mechanical properties of muscles and aponeurotic tissues, the function of those tissues under different loading conditions and the coupling between the two. Such an evaluation can be challenging and requires various stimulations through multiples exercises, with in-depth observations, including continuous IAP monitoring and deformations quantification, to unveil the structure-function coupling.

Ideally, one would need information related to mechanical properties of the muscular and aponeurotic tissues of the abdominal wall under passive conditions and during muscle activation. It could also be of interest to investigate the IAP in order to determine the mechanical stresses applied to the wall. Finally, it would be essential to assess and quantify the motion of the abdominal wall to determine the levels of tissues deformations

Over the past few years, multiple studies have been devoted to muscle and aponeurotic tissues characterization and to IAP. Mechanical properties of the linea alba (Gräbel et al. 2005; Förstemann et al. 2011; Cooney et al. 2016; Levillain et al. 2016; Astruc et al. 2018) together with anterior and posterior sheath of the rectus abdominis (Martins et al. 2012; Ben Abdelounis et al. 2013; Tran et al. 2014; Astruc et al. 2018) and abdominal muscles (Hernández et al. 2011; Grasa et al. 2016; Pachera et al. 2016) have been assessed *ex vivo*. Those studies highlighted the anisotropic and hyperelastic behavior of the abdominal wall soft tissues, the importance of the connective tissues in the structural response of the abdominal wall and their higher stiffness in the transverse direction compared to the crano-caudal. Mechanical properties of abdominal wall muscles have also been investigated *in vivo* during activation (Tran et al. 2016) revealing that local stiffness of the abdomen was related to muscle activity. Specific muscle activation patterns have been identified (Neumann and Gill 2002; Urquhart et al. 2005; Brown and McGill 2010) using electromyography (EMG). A major recruitment of the lateral abdominal muscles (LM) i.e. transversus abdominis (TA),

internal obliquus (IO) and external obliquus (EO) compared to rectus abdominis (RA) during coughing, voluntary abdominal contraction (Valsalva maneuver) and forced exhalation has been reported (Neumann and Gill 2002; Urquhart et al. 2005, 2005). Coughing and Valsalva maneuver in supine position have been shown to increase IAP up to 40 mmHg (Cobb et al. 2005) and higher.

However, in-vivo human abdominal wall deformations studies remain scarce. The few existing studies have used ultrasound imaging and surface tracking. Using ultrasound imaging, abdominal muscle thickness has been measured at different contraction levels (Ainscough-Potts et al. 2006; John and Beith 2007; Mew 2009) showing that TA and IO were thicker at the end of expiration and that muscle thickness was correlated with muscle activation. Abdomen surface deformation has been assessed using external markers tracking during passive insufflation, Valsalva maneuver, stretching, bending and trunk torsion. During passive insufflation, the abdominal wall shape changed from a cylinder to a dome and maximal displacement up to 40mm were observed at the center of the abdomen (Song et al. 2006). Valsalva maneuver induced raising of the abdominal surface in the region adjacent to linea alba along the posterior-anterior direction and a simultaneous lowering along lateral-medial direction of the abdominal wall sides (Todros et al. 2019). The largest reported displacement was 12.5 mm in the anterior direction. During stretching, bending and trunk torsion, strains larger than 25% were observed in the upper part of the central vertical line of the abdomen and in lower sides in semi-vertical direction (Szymczak et al. 2012). Although these studies provided valuable information regarding deformation of the abdomen under passive and active conditions, they were limited to a surface analysis and did not quantify deformations of the deep tissues which could be involved in abdominal wall deficiency i.e. muscles and aponeurotic sheaths.

Dynamic MRI, also referred as cine MRI, which consists in repeatedly imaging the area of interest, is a powerful and versatile non-invasive modality for the quantification of abdominal wall deformations. Such an imaging modality is of interest given that, unlike ultrasound and surface analysis, it allows dynamic monitoring of both the superficial and deep components of the abdominal wall. So far, the few dynamic MRI studies of abdominal wall have focused on abdominal wall adhesions after surgery (Lang et al. 2008; Fenner et al. 2014; Randall et al. 2017) . To the best of our knowledge, abdominal wall deformations have not yet been investigated using dynamic cine MRI.

In the present study, we intended to investigate a complete protocol to characterize abdominal wall deformations in passive and active conditions using dynamic MRI. Dynamic deformations induced by three complementary exercises i.e. forced breathing, coughing and Valsalva maneuver were mapped on a transversal plane of the abdomen. Dynamic muscles changes were individually characterized, namely the medial axis length and thickness and displacements of each abdominal muscles.

4.4. Subjects and methods

The study was approved by the ethics committee (IDRCB: 2019-A00806-51) and was conducted according to national legislation on interventional research and the declaration of Helsinki.

4.4.1. Subjects

Twenty healthy subjects (8 women) aged from 22 to 54 years were included after they provided informed written consent. The exclusion criteria included a history of abdominal or incisional hernia and pathologies involving breathing or digestive functions and any contraindication for MRI. Information related to the subjects' physical activity was gathered. A score related to physical activity was defined as high (at least 6h of physical exercise a week), moderate (2 to 4h a week) or mild (less than 2h a week).

4.4.2. MRI protocol and exercises

The abdominal region of the participants was imaged in a supine position using a 3T MRI scanner (MAGNETOM Verio, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany) with a torso-dedicated 32 channels array coil. Axial images with T1/T2 contrast from a single slice located at the L3-L4 disc level were recorded repeatedly with a temporal resolution of 182 ms using a cine-bSSFP sequence (echo train duration for 1 single-shot image: 182ms, TE/TR: 1.4/3.1 ms, flip angle: 50°, field of view: 360 x 360 mm², pixel size: 2.3 x 1.7 mm², slice thickness: 8 mm, GRAPPA 4 with 24 reference lines).

Subjects performed 3 stereotyped exercises (guided-breathing, coughing and Valsalva maneuver) within the MRI scanner paced precisely using pre-recorded audio instructions. As a practice session, these exercises were initially performed outside of the MRI room on an examination table and under the supervision of an examiner.

Before each acquisition, the volunteers were instructed to relax their abdominal muscles and breathe calmly. This configuration was considered as the relaxed condition. Waist circumference of each subject was measured in relaxed condition.

During the forced breathing session, subjects had to perform three complete breathing cycles including 5s inhalation and 5s exhalation. Subjects were instructed to breathe as steadily as possible while trying to achieve the maximum abdominal amplitude for both inhalation and exhalation phases going from forced inhalation to forced exhalation.

For the coughing session, subjects were asked to cough once after hearing the audio signal. Coughing was repeated 4 times.

For Valsalva maneuver, subjects had to maximally contract their abdominal muscles after hearing a signal and hold the contraction for 5 seconds. The Valsalva maneuver was repeated twice.

4.4.3. Image selection

MR images were initially corrected for inhomogeneities using the N4 algorithm as previously described (Tustison et al. 2010). A careful visual inspection was performed in order to make sure that initial images for each exercise type corresponded to a configuration of complete relaxation with no visual activity of the abdominal muscles. If the inspection indicated that an exercise session was not performed according to the indications, the corresponding dataset was discarded.

4.4.4. Semi-automatic segmentation

We used a semi-automatic segmentation method as previously described (Jourdan et al. 2021). Briefly, right and left rectus abdominis (RA) and lateral muscles (LM) as visible in Figure 4.1 were manually delineated by the same observer in a limited number of slices (five slices for each cycle of the forced breathing sessions i.e. inhalation onset, mid-inhalation, full inhalation, mid-exhalation, and end-inhalation). For the coughing and Valsalva maneuver sessions, three slices were delineated i.e. relaxed conditions, maximum contraction and after relaxation.

The segmented masks were then propagated to the remaining slices using an automatic label propagation algorithm based on image registration, as previously described (Ogier et al. 2017).

4.4.5. Muscles geometrical characteristics and strains

As visible in Figure 4.1, two geometrical characteristics were assessed for each muscle group. Those characteristics were the medial axis length and the thickness.

In order to calculate the medial axis length for LM and RA, a skeletonization algorithm (Walt et al. 2014) was used. The longest branch of the "skeleton" was considered as the medial axis of the muscle as illustrated in Figure 4.1. The medial axis length L_t was measured at each time point and the corresponding circumferential strain ε_c was calculated as follows:

$$\varepsilon_c = \frac{(L_t - L_0)}{L_0} \times 100$$

with L_0 refers the medial axis length in relaxed condition.

As can be seen in Figure 4.1, muscle thickness T_t was calculated as the maximal distance of the medial axis to the muscle contour. The corresponding radial strain ε_r was computed as follows:

$$\varepsilon_r = \frac{(T_t - T_0)}{T_0} \times 100$$

with T_0 referring to the muscle thickness in relaxed condition.

For both LM and RA muscles, medial axis length and thickness were compared at different time-points of each exercise session. Non parametric, paired Wilcoxon tests were computed using R Studio (version 1.4.1717). A p-value < 0.05 was chosen as indicative of a statistical significance. Correlation between medial axis length and thickness during exercise sessions was assessed using Pearson's linear correlation coefficient (r) for each subject.

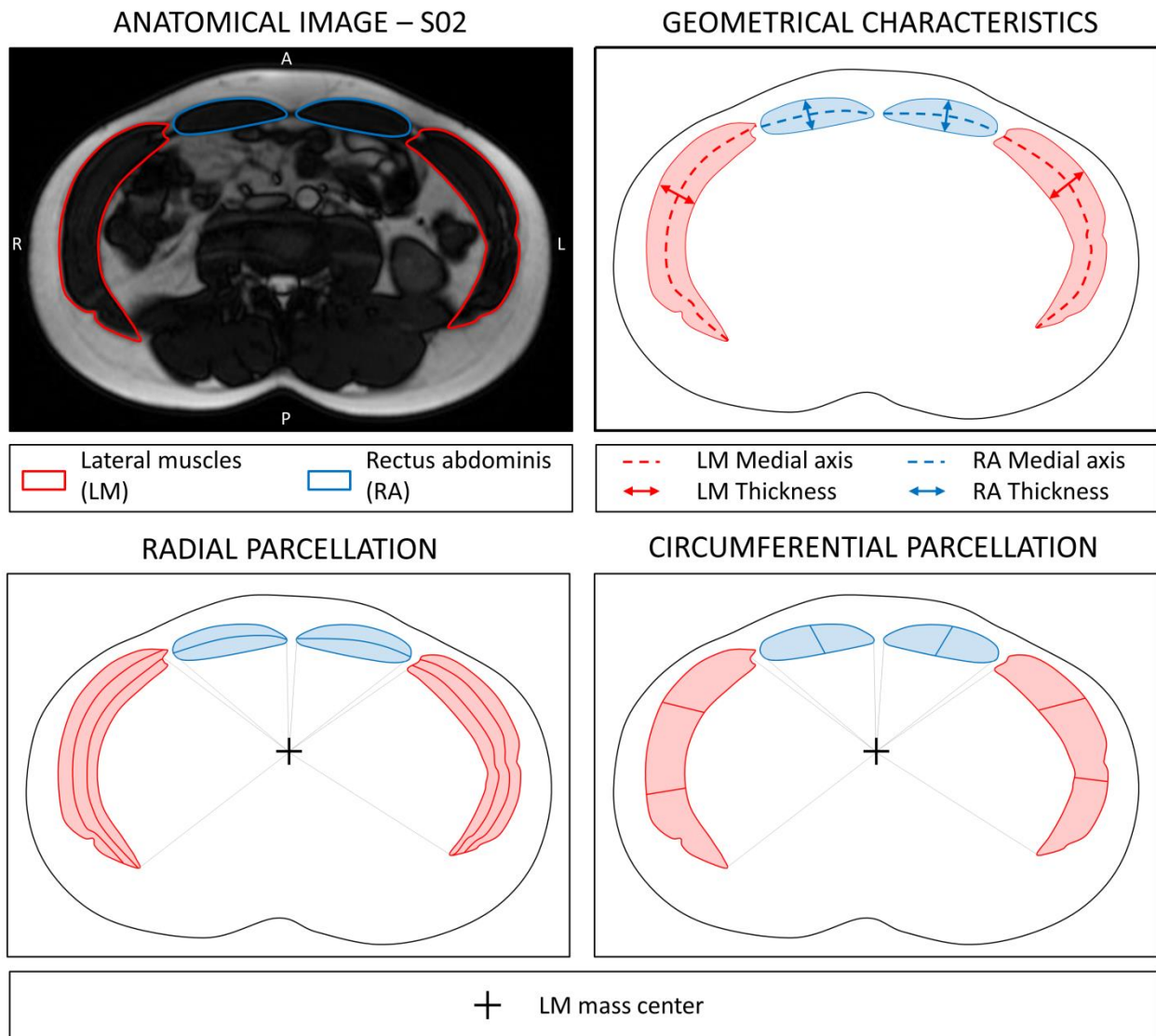


Figure 4.1 : Anatomical cine-MR image of one subject (S02) given as example with lateral muscles (LM) and rectus abdominis (RA) contour delineation; Left and right LM and RA medial axis length and thickness; Radial and circumferential muscle parcellation using a polar coordinate system centered in the lateral muscles mass center.

4.4.6. Muscles radial displacement

The abdominal wall muscles displacements over time were computed on the basis of a registration procedure (Jourdan et al. 2021). The registrations between the segmented mask corresponding to the relaxed conditions and each segmented mask of the exercise session was computed using a TimeVaryingVelocityField transformation model implemented in the Ants Library (Tustison and Avants 2013). These registrations were used to compute the displacement of each pixel of a given muscle with respect to its position in relaxed conditions.

As indicated in Figure 4.1 (bottom), the radial component of the displacement was computed using a polar coordinates system for which the center corresponded to the mass center of the lateral muscles (RLM, LLM).

To assess the subjects' compliance regarding radial displacements throughout the various exercises and more specifically the corresponding repeatability, we compared, within each exercise session, displacements quantified for maximal exhalation, maximal inhalation, cough and Valsalva. This repeated comparative analysis was performed for both LM and RA using a Wilcoxon paired test with appropriate Bonferroni corrections.

4.4.7. Segmentation and metrics evaluation

To assess the quality of the segmentation propagation process, 2 images per volunteer and per exercise (total of 120 images) were randomly selected and manually segmented. Those manual segmentations were compared to the corresponding propagated segmentation based on the computation of Dice similarity coefficient (DSC) and the Hausdorff distance (HD) defined as the maximum surface distance between the objects.

On the same slices, medial axis length and thickness values were computed for both manual and propagated segmentations and compared using the intraclass correlation coefficient (ICC).

4.4.8. Individual muscles parcellation

A dedicated automatic parcellation of the segmented masks was performed, as previously reported (Jourdan et al. 2021). A polar coordinates system for which the center referred to the mass center of the lateral muscles (RLM, LLM) was used in order to determine the position of each voxel of the segmented masks. On that basis, LM were automatically split radially into three depth layers (superficial, intermediate, and deep) and circumferentially into three angular levels (posterior, central and anterior), as illustrated in Figure 4.1. The RA ROIs were split into two depths (superficial and deep) and two angular (medial and lateral) levels.

4.5. Results

4.5.1. Demographic data

The demographic data of the cohort are presented in Table 4.1.

Table 4.1 : Demographic data

Women / Men (n)	8 / 12	
Age (yr)*	30.6 ± 8.7	22.0 / 54.0
Body mass index (kg/m ²)*	22.6 ± 2.4	17.5 / 28.5
Waist circumference (mm)*	804 ± 77	678 / 978
Physical activity score (High/Moderate/Mild)	8 / 11 / 1	

* values presented as mean ± SD min / max

4.5.2. Image selection and manual segmentation

MR images and muscle segmentation of the three exercises are visible in Figure 4.2, for one subject given as an example.

A total of 56 cycles of forced breathing (n=2965 MR images), 76 cycles of coughing (n=843 MR images) and 36 cycles of Valsalva maneuvers (n=1528 MR images) were included in the study. 7% of the initially acquired images were discarded after visual inspection because the exercises had not been correctly performed by the subjects.

The averaged forced breathing cycle was 9.2 ± 0.8 s with a 4.4 ± 0.7 s inhalation and 4.8 ± 0.8 s exhalation phases. The averaged coughing cycle was 1.7 ± 0.7 s with contraction and relaxation phases lasting 0.5 ± 0.2 s and 1.2 ± 0.6 s respectively. The averaged Valsalva cycle was 7.2 ± 0.9 s with a 1.1 ± 0.6 s contraction, a 4.6 ± 0.7 s contraction plateau and a 1.4 ± 0.7 s relaxation.

4.5.3. Segmentation and metrics evaluation

Manual delineation of LM and RA was performed for 8% of the total slices. Segmentation propagation resulted in an average DSC score of 0.93 ± 0.04 and HD of 3.8 ± 2.2 mm considering the whole set of muscles.

Comparison of medial axis length and thickness measurement on both manual and propagated segmentations resulted in a very high ICC (0.99 for medial axis length and 0.98 for thickness) indicating that the repeated measurements could be considered equivalent.

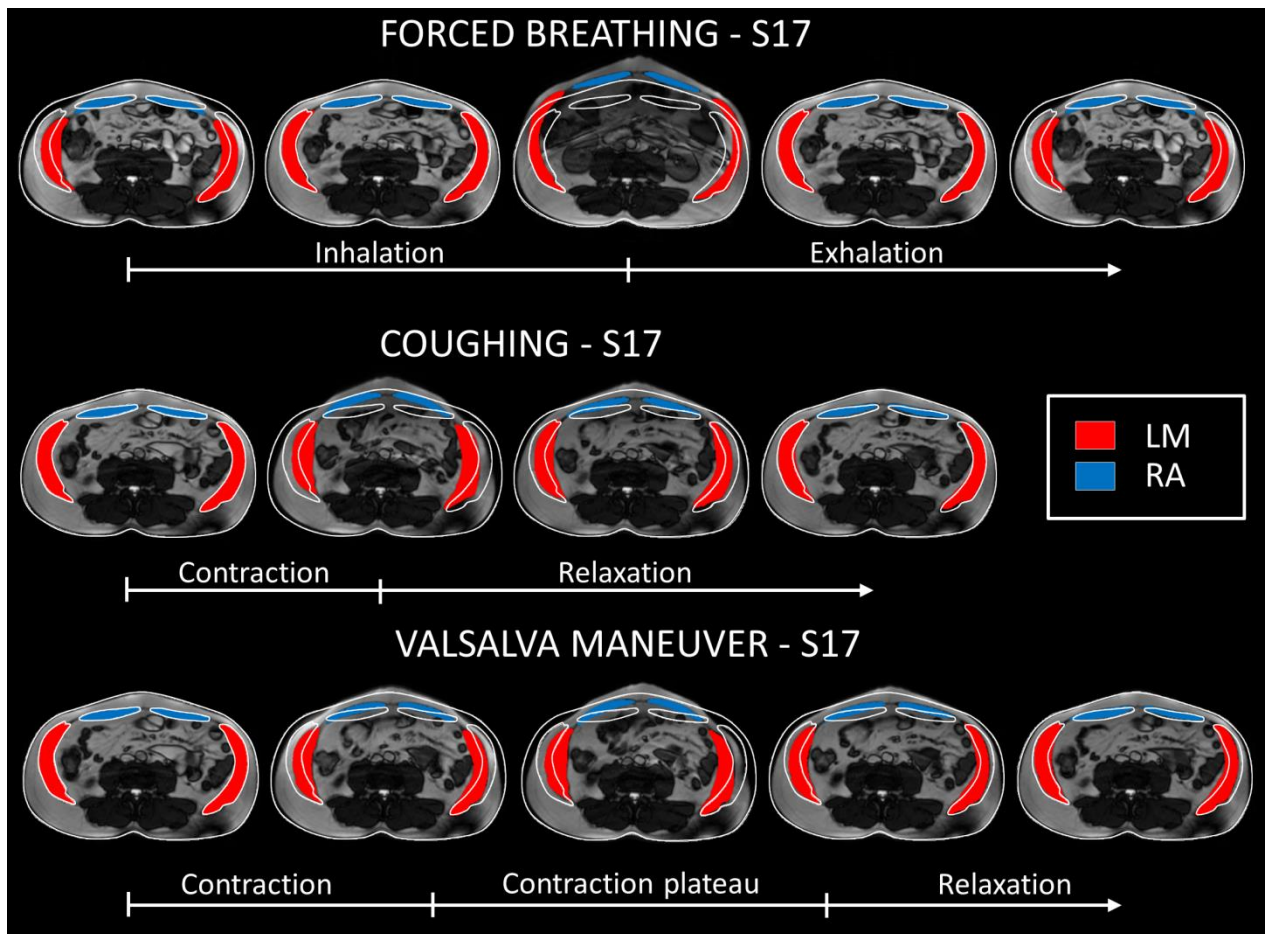


Figure 4.2 : MR images and segmentation masks for forced breathing, coughing and Valsalva for one subject (S17) given as example; On the MR images, the white lines represent the abdominal circumference and abdominal muscle delineation in relaxed condition.

4.5.4. Geometrical characteristics and strains

Muscles circumferential and radial strains evolutions with respect to time are illustrated in Figure 4.3 for the whole cohort. Individual curves were normalized to the average duration of exercise phases measured for the cohort. The average curve is presented with corridors representing \pm one standard deviation. Average muscle medial axis length and muscle thickness values in relaxed conditions, end-inhalation, end-exhalation and at maximal contraction during coughing and Valsalva maneuver are gathered in Table 4.2. The data presented are averaged between the left and right LM and left and right RA.

During forced inhalation, LM medial axis length significantly increased from -8.4 ± 6.2 % at inhalation onset to 10.0 ± 6.6 % at the end of inhalation (Figure 4.3). There was a slight increase of RA medial axis length from -0.8 ± 5.3 % up to 1.1 ± 5.6 % but no statistically difference was observed. At the same time, muscles thicknesses decreased significantly: LM thickness decreased from 9.7 ± 11.5 % to -14.7 ± 6.6 % and RA thickness decreased from -0.5 ± 7.6 % to -7.3 ± 6.5 %. During the forced exhalation phase, both medial axis length and thickness gradually returned to their initial value and so for both muscles.

During the contraction phase of the coughing session, one could observe a significant shortening of LM (-7.0 ± 4.9 %) whereas the RA medial axis length remained longer as compared to the relaxed conditions. At the same time, LM thickness significantly increased up to 10.1 ± 9.4 %. There was no significant change for the RA thickness. As illustrated in Figure 4.3, the relaxation phase was characterized by a normalization of both medial axis length and thickness for the LM muscle.

During Valsalva, LM medial axis length was shortened by -9.6 ± 5.9 % whereas a 16.2 ± 9.6 %. LM thickness increase was quantified. These variations were globally constant during the contraction session and were reversed during the relaxation part. RA medial axis length was significantly higher during contraction ($+3.0\%$) with respect to relaxed conditions but no change of the RA thickness was observed.

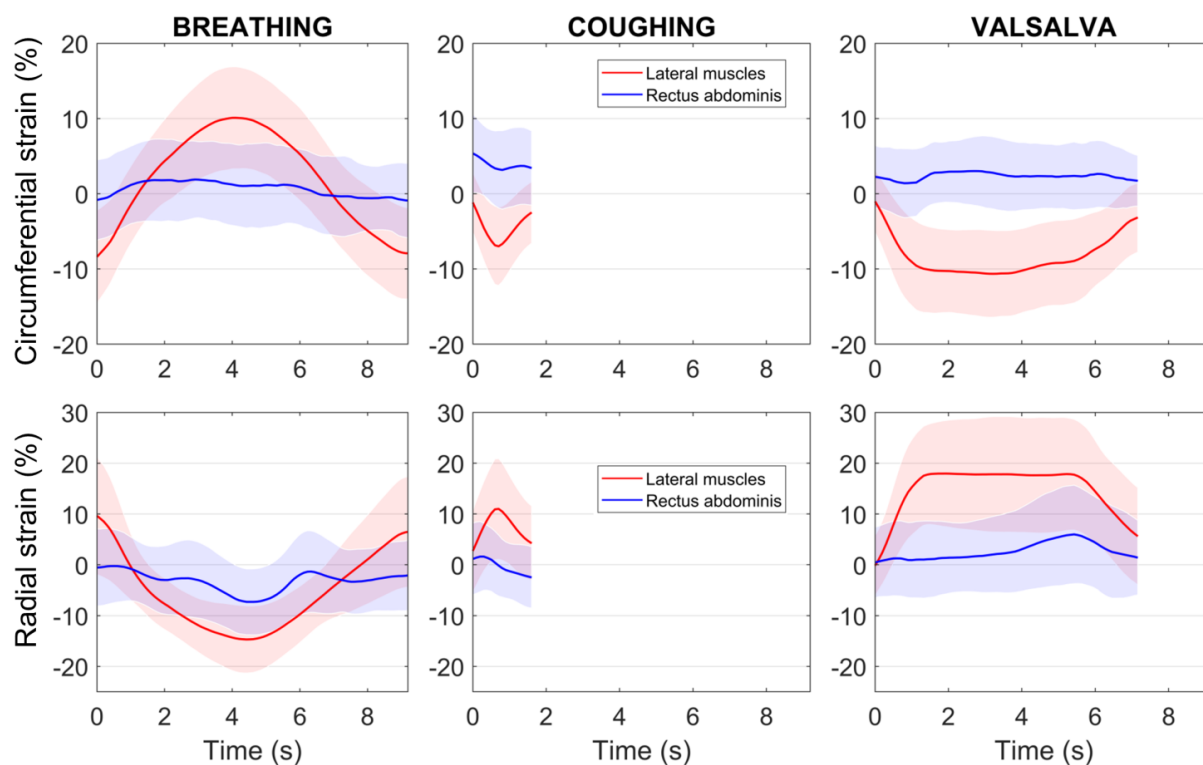


Figure 4.3 : Average time-dependent evolution of muscle circumferential and radial strains with respect to relaxed conditions while forced breathing, coughing and Valsalva for the whole cohort; the shaded areas represent one standard deviation.

Table 4.2 : Medial axis length and thickness of lateral muscles and rectus abdominis in relaxed conditions, at end-inhalation, end-exhalation and at maximal contraction during coughing and Valsalva.

	Relaxed	End-exhalation	End-inhalation		Coughing	Valsalva	
			p^*	p^*	p^*	p^*	p^*
Medial axis length (mm)							
LM	148.7	140.6	<0.001	166.8	<0.001	141.4	<0.001
RA	61.6	61.3	0.388	62.3	0.235	63.3	<0.001
Thickness (mm)							
LM	26.4	28.7	<0.001	22.4	<0.001	28.4	<0.001
RA	14.5	14.5	0.767	13.5	<0.001	14.6	0.583

* with respect to relaxed conditions

Correlations between medial axis length and thickness during forced breathing, coughing and Valsalva are illustrated in Figure 4.4 for a typical subject and so for both muscles. The elevated r values illustrated strong inverse correlations for LM muscles during forced breathing ($r = -0.86 \pm 0.17$) and moderate correlations during coughing ($r = -0.64 \pm 0.26$) and Valsalva ($r = -0.67 \pm 0.36$). The corresponding correlations were low for RA muscles with $r =$

- 0.05 ± 0.28 for forced breathing, $r = 0.26 \pm 0.38$ for coughing and $r = 0.01 \pm 0.39$ for Valsalva. Averaged slope and y-intercept for the whole cohort are reported in Table 4.3.

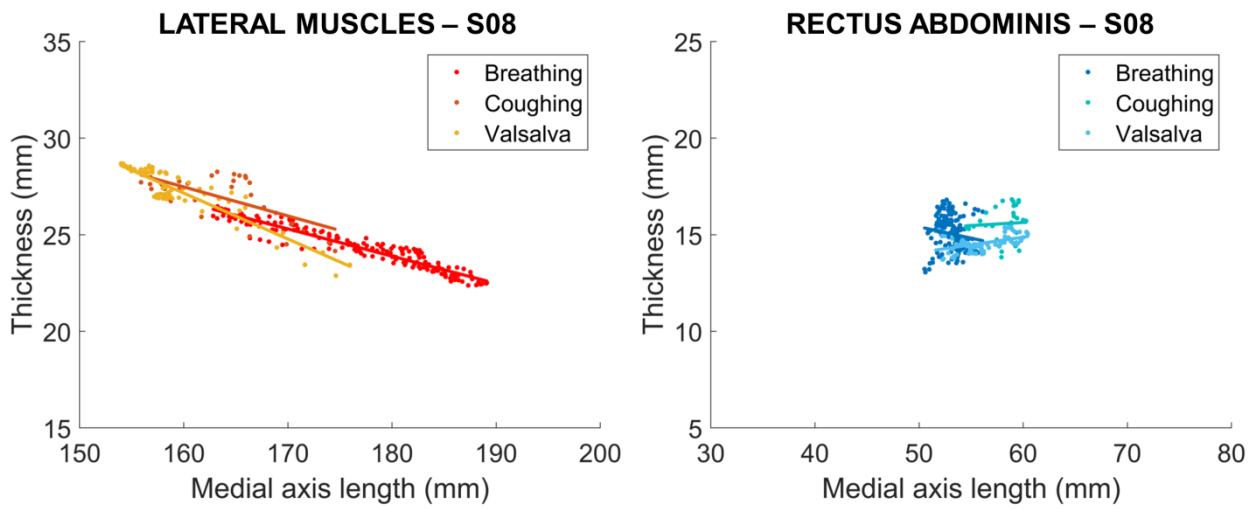


Figure 4.4 : Medial axis length and thickness correlation for lateral muscles and rectus abdominis of one subject (S08) given as example; linear regression curves are presented for each exercise.

Table 4.3 : Pearson correlation coefficient, slope and y-intercept of muscle medial axis-length vs thickness linear regression for the whole cohort.

Exercise	Lateral muscles			Rectus abdominis		
	<i>r</i>	Slope*	y-intercept*	<i>r</i>	Slope*	y-intercept*
Breathing	-0.86±0.17	-0.20±0.10	54.54±16.88	-0.05±0.28	-0.02±0.10	14.75±6.18
Coughing	-0.64±0.26	-0.18±0.10	53.15±17.13	0.26±0.38	0.09±0.17	8.39±10.77
Valsalva	-0.67±0.36	-0.24±0.18	61.28±27.56	0.01±0.39	-0.01 ± 0.22	15.27±13.87

* In the linear regression equation $y = a * x + b$, *a* is the slope and *b* the y-intercept

4.5.5. Muscles radial displacement

Radial displacement maps at maximal inhalation, in maximal contraction, coughing and Valsalva are illustrated in Figure 4.5 for four subjects given as examples. Individual curves were normalized to the average duration of exercise phases measured for the cohort. The average radial displacement of muscles parcels over time for the whole cohort is displayed in Figure 4.6.

Inhalation led to a significant increase of radial displacement of each parcel up to 17.9 ± 8.0 mm observed in the medial RA parcel and a minimum of 2.8 ± 2.3 mm in the posterior LM parcel. The radial parcellation showed that the deepest area of LM was submitted to larger displacements as compared to the superficial one. Inhalation onset configuration (i.e. end-exhalation) was significantly different than relaxed conditions as all parcels presented negative radial displacement from -5.0 ± 4.9 mm for the medial RA parcel to -3.1 ± 3.5 mm for the posterior LM parcel. Radial displacements during exhalation and inhalation phases were relatively symmetrical for all parcels.

Both contraction phases of coughing and Valsalva led to negative radial displacement of the LM parcels. Those displacements were maximal in the central LM parcel (-10.5 ± 4.1 mm in coughing and -9.8 ± 3.9 mm in Valsalva). The deep LM parcel was subjected to a higher displacement (-9.9 ± 4.1 mm in coughing and -9.7 ± 4.2 mm in Valsalva) than the one quantified in the superficial one (-7.3 ± 3.2 mm for Valsalva and -7.9 ± 3.4 mm for coughing). However, these displacements were achieved on average twice as fast when coughing (0.5s and 1.1s for coughing and Valsalva respectively). Average displacement rate during contraction was -18.9 ± 6.5 mm.s⁻¹ for LM during coughing and -9.1 ± 4.7 mm.s⁻¹ during Valsalva. During Valsalva there was a progressive positive radial displacement of the RA parcels that reached its maximum approximatively at the half of the contraction plateau up to 4.8 ± 4.6 mm in the medial RA parcel. During coughing, RA underwent very limited motion. During Valsalva, the maximal contraction was maintained on average 4.6s before relaxation. When coughing, relaxation started right after maximal contraction was reached. During relaxation, muscles returned to the initial relaxed conditions.

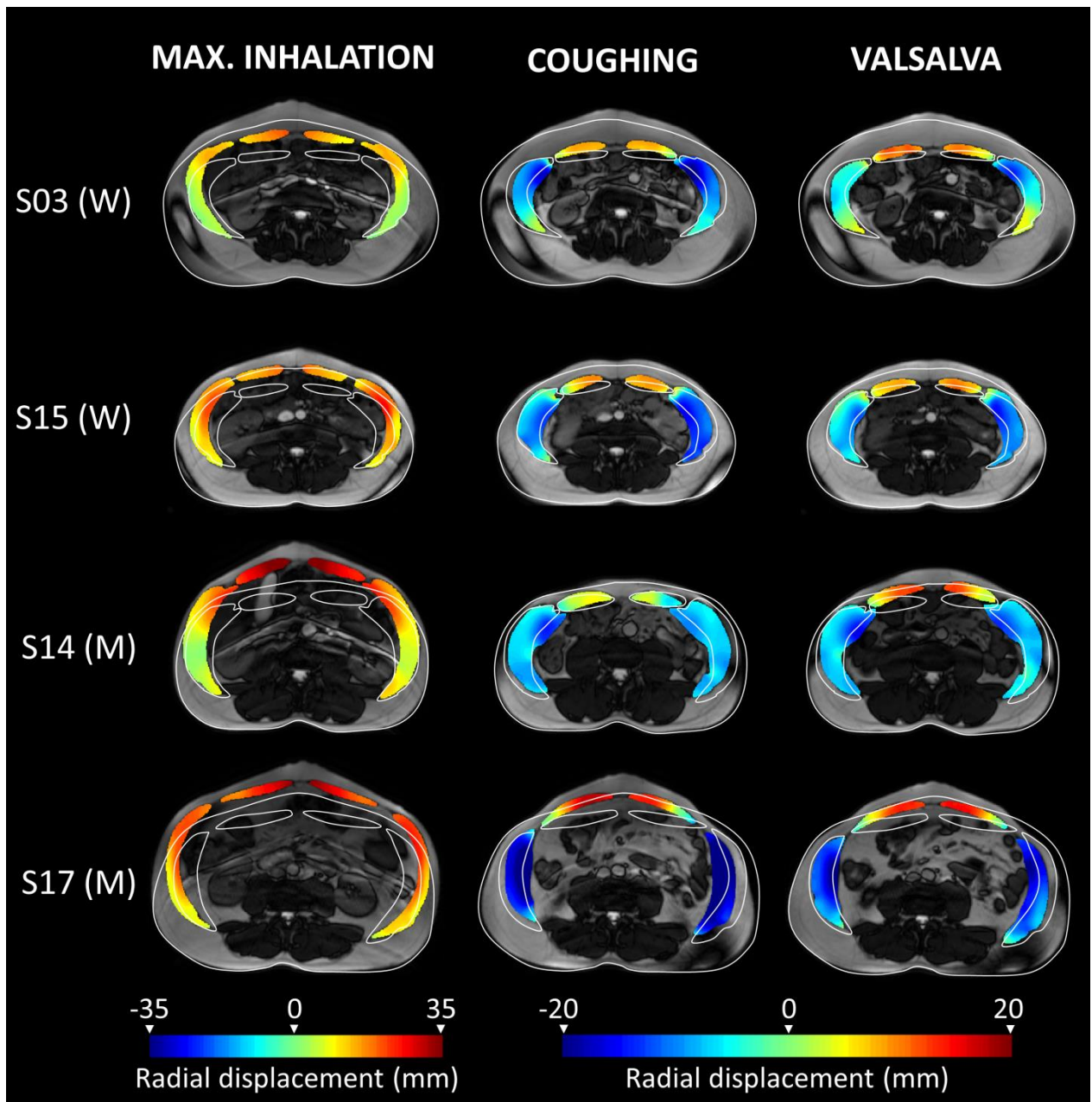


Figure 4.5 : MR images and muscles radial displacement maps of 4 subjects given as example (2 women : S03, S15 and 2 men : S14, S17) in maximal inhalation, coughing and Valsalva; the white lines represent the abdominal circumference and abdominal muscle delineation in relaxed condition.

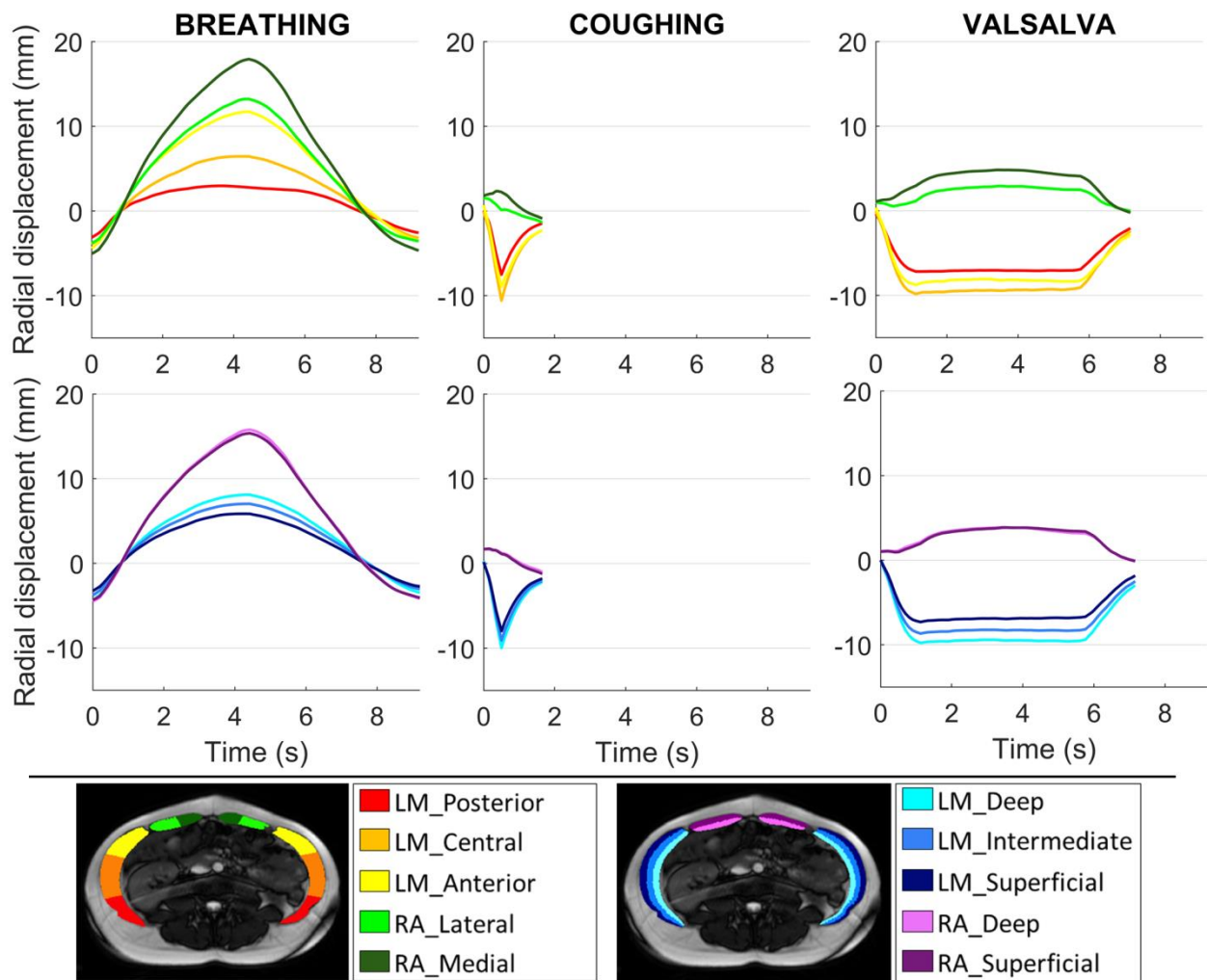


Figure 4.6: Average time-dependent evolution of muscle radial displacement within parcels while forced breathing, coughing and Valsalva for the whole cohort; the parcels nomenclature is detailed at the bottom of the figure.

The statistical analysis for the evaluation of the exercises repeatability regarding radial displacement of LM and RA disclosed no difference for maximal exhalation, maximal inhalation and cough. Only the RA radial displacement quantified during the repeated Valsalva maneuvers was different ($p < 0.001$). For each volunteer, the standard deviation (SD) of the displacement values measured at each repetition was also measured and averaged for the whole group. For the LM displacements, the averaged SD was 0.8 mm in maximal exhalation, 0.8 mm in maximal inhalation, 0.7 mm for coughing and 1.1 mm for Valsalva. For the RA displacements, the averaged SD was 1.2 mm in maximal exhalation, 1.7 mm in maximal inhalation, 1.5 mm for coughing and 1.6 mm for Valsalva.

4.6. Discussion

In this study, dynamic MRI was combined to an original image processing framework to map abdominal wall deformations dynamics under three complementary exercises : forced breathing, coughing and Valsalva maneuver. A dedicated quantification of muscle geometry and motion metrics, namely medial axis length, thickness and radial displacement, was presented and permitted to synthesize the structural and functional status of individual abdominal wall muscles. This is, to our knowledge, the first study to provide quantitative temporal data in humans *in vivo* and so for all the muscles of the anterolateral wall.

Dynamic assessment of the geometrical characteristics of the muscles unlocked key information for the understanding of the function and role of the different muscles of the abdominal wall, with highly reliable measurements (ICC > 0.98). Abdominal wall muscles thickness has been shown to correlate with muscular activation (Ainscough-Potts et al. 2006; John and Beith 2007; Mew 2009). In this work, for all exercises, important changes in medial axis length and thickness were observed for the LM but remained low for RA (Table 4.2). This observation suggested the limited solicitation of RA compared to a higher activation of LM, in line with observations from P. Neumann et al. (Neumann and Gill 2002) reporting a much larger recruitment of LM (85% of normalized EMG) compared to RA (14%) during the same exercises. However, the transverse plane which has been imaged in this work was roughly parallel to the LM muscle fascicles whereas it was perpendicular to the RA fascicles which run cranio-caudally (Urquhart et al. 2005). This could explain why higher medial axis length variations (i.e. circumferential strain) occurred during contraction in LM in comparison to RA, as LM fascicle shortening implied a reduction of the muscle length in the imaging plane.

Taking a closer look at the evolution of circumferential and radial strains during the exercises, several parallels with the literature could be made. Forced breathing is an exercise in which passive and active phases of the abdominal muscles alternate. A previous study using EMG has shown that during inhalation, the abdominal muscles remained passive and demonstrated negligible activity during exhalation, until the lung volume had almost returned to its resting level (Campbell 1952). At this time, LM activity occurred and became increasingly pronounced until maximal exhalation was reached. From Figure 4.3 the same distinction between active and passive phases of abdominal muscles could be made. It was visible that during inhalation, abdominal muscles lengthened and thinned, demonstrating no

muscular activation. However during exhalation, the onset of LM muscular contraction during exhalation was clearly identifiable on the graph at 7.5s (i.e. middle of the exhalation cycle as guided by audio instructions). It corresponded to the simultaneous increase of LM thickness above the relaxed thickness (i.e. radial strain > 0%) and a decrease of the medial axis length below the relaxed length (i.e. circumferential strain < 0%). Another study using ultrasound imaging quantified a 6% thickening of the LM during a normal exhalation (Ainscough-Potts et al. 2006). In this study, we also observed a significant thickening of the LM but it was more important (> 20%) because maximal exhalation was performed. Coughing and Valsalva are also muscle contraction exercises. In this study they also led to a significant shortening and thickening of the LM that we were able to quantify.

Circumferential and radial strains were measurable in the present study and could open up new investigational fields. Using cardiac MRI, measurement of radial and circumferential strain have allowed the identification of myocardium regional alterations (Tee et al. 2013). In the same way, dynamic measurements reported in the present study could allow the localization of regional deficiencies of the abdominal wall.

Linear regression between medial axis length and thickness showed good correlations for LM (Figure 4.4 and Table 4.3). For the three exercises, LM correlation coefficients were -0.64, -0.67 and -0.86 for coughing, Valsalva and forced breathing respectively. Slopes were similar for the whole set of exercises (-0.20 ± 0.10 for breathing, -0.18 ± 0.10 for coughing and -0.24 ± 0.18 for Valsalva). These results indicated that the relation between LM thickness and medial axis length is strong and constant, independently of muscles being passive, relaxing or contracting, whether with high or low velocity. Measuring these slopes are potential biomarkers in further studies for individual performance index of LM muscle function. Considering that muscle geometrical characteristics are strongly correlated with maximum muscle strength and power (Lee et al. 2021), this performance index could be used for the detection of abdominal muscles pathological changes. Correlations for RA were poor for all three exercises (between -0.05 and 0.26). The small RA thickness and limited medial axis length strains in the axial plane potentially reduce the sensitivity of the methods to probe RA compared to LM. The complementary observation of the RA in the sagittal plane could be of interest.

Similarly to geometrical characteristics, radial displacements were also very informative about abdominal muscles dynamics. During forced breathing, passive deformation resulted in significant positive radial displacements. Those displacements were maximal in the

medial RA parcel (17.9 ± 8.0 mm) and minimum in the posterior LM parcels (2.8 ± 2.3 mm). The study by Song et al. (Song et al. 2006) found a similar displacements distribution during a 5 mmHg passive insufflation of the abdominal wall in laparoscopic surgery. A maximal 40 mm displacement in the anterior direction at the center of the abdomen was reported while markers at the edge of the abdominal wall underwent very limited motion (< 5 mm) likely resulting from their proximity to the insertions of the abdominal muscles on the ribs.

The computation of the radial displacement during contraction resulted in negative radial displacements of the LM relative to their relaxed position and a positive displacement of the RA toward the front (Figure 4.5 and Figure 4.6). The Valsalva maneuver induced a -9.8 ± 3.9 mm displacement of the central LM parcel. Using surface analysis, Todros et al. (Todros et al. 2019) observed in low or normal BMI subjects a similar raising of the abdomen surface in the central zone in the posterior-anterior direction and a simultaneous lowering along lateral-medial direction of the abdominal wall sides with a maximum of -12.5 mm. While skin surface analysis correctly predicted the deep abdominal muscles displacement during contraction in Todros study, a thicker adipose layer might hamper this evaluation. MRI analysis does not present this limitation.

Radial parcellation of the LM in Figure 4.6, provided new insights regarding the muscle regions most involved in the contraction phase. Indeed, at maximal contraction, the average radial displacement in the LM deep parcel (-9.7 ± 4.2 mm for Valsalva and -9.9 ± 4.1 mm for coughing) was superior to the radial displacement of LM superficial parcel (-7.3 ± 3.2 mm for Valsalva and -7.9 ± 3.4 mm for coughing). This could reflect a larger activation of the deep LM muscle (i.e. TA) as compared to the superficial one (i.e. EO). These findings are supported by those from P. Neumann (Neumann and Gill 2002) using EMG. They reported a larger recruitment of TA (66% and 179% of normalized EMG for Valsalva and coughing respectively) compared to EO (6% and 56% of normalized EMG for coughing and Valsalva respectively).

As mentioned previously, the radial displacement values at maximal contraction were roughly similar in Valsalva and coughing. However, coughing resulted in a twice as fast displacement rate of LM than Valsalva (-18.9 ± 6.5 mm.s⁻¹ and -9.1 ± 4.7 mm.s⁻¹ respectively). Previous studies indicated that both exercises generated high IAP (Cobb et al. 2005; Chen et al. 2015). Yet coughing has been reported to generate significantly higher IAP values as compared to Valsalva (81.4 ± 25.6 mmHg and 39.7 ± 11.0 mmHg respectively) (Cobb et al. 2005). As a result, contraction velocities could be correlated to IAP. High contraction

velocities could be deleterious, especially after surgery, because they generate important mechanical loads on the aponeurosis and the muscles (Konerding et al. 2011). In addition, displacement rate could be a useful metrics for the assessment of muscle function, as previous studies have shown that the maximal shortening velocity was lower in injured muscles (Timmins et al. 2016). These observations warrant further evaluation in the clinics.

Segmentation was a key step in the post-processing method as geometrical characteristics and displacement were computed from the segmentation masks. An efficient LM and RA semi-automatic 2D+t segmentation method on dynamic MRI was reported. The quality of the automatic segmentation propagation was evaluated from a comparative analysis with manual segmentations performed by an expert and using similarity metrics, namely DSC and HD. The resulting DSC and HD scores were 0.93 ± 0.04 and 3.8 ± 2.2 mm respectively while 90% of the manual segmentation effort was spared. In previous studies, deep-learning based automatic segmentation of abdominal muscles on 3D CT scans (Weston et al. 2019) has shown comparative results (DSC = 0.96 ± 0.02). However to our knowledge, no other automatic or semi-automatic segmentation of abdominal muscles on MRI or dynamic-MRI data has been reported. Abdominal muscles 2D+t segmentation remains very challenging, because large and rapid deformations and changes in muscle shape occurred. In addition, muscles and visceral organs sometimes shared similar texture and intensity, which made segmentation potentially challenging whenever visceral organs approached muscles during exercises. In all cases, the semi-automatic segmentation method proved its efficiency and robustness on all three exercises. Nevertheless, a complete automated segmentation process, leveraging deep learning methods to initiate muscles segmentation could be of interest.

The complementary exercises studied in this work proved to be very reproducible, supporting the potential for clinical investigations. The average standard deviation (SD) of the displacement values measured at each repetition was below 1.1 mm for LM and 1.7 mm for RA for all exercises. The practice session outside of MRI and the pre-recorded audio instructions probably strengthened this reproducibility and should be considered for the future evaluation of subjects.

Several limitations must be acknowledged in the present study. 2D dynamic MRI is limited to the analysis of displacements of organs of interest in a section plane and not in the perpendicular direction. It can be reasonably assumed that abdominal muscles displacements in the cranio-caudal direction are negligible because the muscular insertions

on the bone rigid frame are likely to constrain the movements in that direction. In a previous work (Jourdan et al. 2021), a ratio of 1/20 between the displacements in the axial plane (i.e. imaged plane) and those in the sagittal plane was found during forced inhalation. The choice of a single axial slice was linked to the high spatial and temporal resolution obtained for dynamic MRI. Such a resolution (~2mm in-plane and 182 ms per image) was necessary to properly assess the exercise dynamics. The axial plane was the only plane allowing the visualisation of the whole set of abdominal muscles at once. For pathological applications, slice location or orientation could be changed, and multi-slice (3D+t) MRI could be considered for selected exercises.

Given the MRI acquisition parameters, the image resolution did not allow to distinguish and delineate the three lateral muscles layers (EO, IO and TA). Thus, only the whole LM was segmented, and geometrical characteristics of each individual muscle could not be measured. As an alternative solution of interest, the radial parcellation of the LM into three layers approached the estimation of individual muscle recruitment.

It could be argued that the physical activity score of our relatively athletic cohort (only one volunteer with low physical activity score) does not coincide with those of patients with abdominal muscle deficiency. However, the method should also be operational in subjects with various histological changes such as muscle atrophy and fat infiltration since the initial segmentation step is manual. In addition, subjects with a lower physical activity or higher BMI are expected to present thicker subcutaneous and/or visceral fat, which should improve the contrast at the vicinity of the abdominal muscles and therefore facilitate their segmentation.

4.7. Conclusion

According to the results of the present study, dynamic MRI can be considered a promising tool for the dynamic assessment of the abdominal wall geometrical characteristics and displacement. The corresponding metrics which have been continuously recorded during forced breathing, coughing and Valsalva maneuver provided global and regional quantitative information. Based on an in-depth analysis of these metrics, we were able to provide extensive measurements, conventionally obtained separately using intramuscular EMG, ultrasound imaging and/or surface tracking. These metrics offer perspectives for an

additional clinical evaluation tool for evaluating abdominal muscles function in both healthy subjects and patients with hernia, post-delivery recovery, muscle dystrophy or sarcopenia.

5. Chapitre 5

Pression intra-abdominale

5.1. Avant-propos

Ce chapitre répond à l'objectif spécifique numéro 2.2 de cette thèse qui vise à évaluer le capteur Smartpill™ pour la mesure de la pression intra-abdominale (PIA) et à mesurer les variations de PIA chez les volontaires sains durant des exercices standardisés et durant la vie quotidienne. Ce chapitre est divisé en deux parties. La première, intitulée « Évaluation d'une capsule sans fil pour la mesure de la pression intra-abdominale» (section 5.2) présente une étude sur modèle animal (cochon) anesthésié soumis à des variations de PIA par insufflation intrapéritonéale de CO₂. Dans cette étude, la mesure continue de la pression intragastrique par la SmartPill™ a été comparée aux mesures intragastriques et intrapéritonéales obtenues par des capteurs de pression filaires dans le but d'évaluer la SmartPill™ comme outil de mesure de la PIA. La seconde partie du chapitre (section 5.3) contient un article scientifique intitulé "A better understanding of daily life abdominal wall mechanical solicitation: investigation of intra-abdominal pressure variations by intragastric wireless sensor in humans". Dans cet article est présenté une étude prospective réalisée dans le cadre d'un essai clinique (numéro IDRCB 2019-A00806-51) chez 20 volontaires sains (de 22 à 54 ans). La pression intragastrique, mesurée chez les volontaires avec la SmartPill™ durant des exercices standardisés et durant la vie quotidienne a été analysée. La dynamique des variations de pression est analysé par la mesure des niveaux maximums atteints (exprimés en mmHg) et des taux de variation de pression (exprimés en mmHg.s⁻¹) durant les exercices, ainsi que par la fréquence d'apparitions de pics de hautes pression (>50 mmHg) durant la vie quotidienne. Une analyse statistique des niveaux de PIA entre les hommes et les femmes est également présentée. L'auteur de cette thèse a participé à la rédaction et à la réalisation du protocole sur modèle animal ainsi qu'au traitement des données et à la rédaction des résultats (section 5.2). Dans la seconde partie (section 5.3), l'auteur a supervisé les explorations SmartPill™ chez les volontaires sains avec le support technique d'Andrea Soucasse (LBA, UMR Université

Gustave Eiffel), a participé à l'élaboration du protocole, à l'analyse des résultats et à la rédaction de l'article.

5.2. Évaluation d'une capsule sans fil pour la mesure de la pression intra-abdominale

5.2.1. Introduction

La pression intra-abdominale (PIA) correspond à la pression ambiante qui règne au sein de la cavité abdominale. Sa mesure est effectuée de façon courante dans les services de réanimation pour le diagnostic et le suivi de l'hypertension intra-abdominale (HIA) et du syndrome du compartiment abdominal qui en découle (Kirkpatrick et al. 2013). Les conséquences physiologiques de l'HIA et son impact négatif sur la morbidité et sur la mortalité sont bien connus, conduisant à des interventions de chirurgie de décompression abdominale (Malbrain et al. 2004, 2005). L'évaluation patient-spécifique de la PIA pourrait également présenter un intérêt dans les chirurgies de l'abdomen. En effet elle permettrait de connaître les sollicitations appliquées à la paroi abdominale du patient et ainsi guider le choix de l'approche chirurgicale (implant, fixation) et prédire le risque de récurrence et le dépistage précoce de complication (Klinge et al. 1998).

De nombreuses études ont porté ces trente dernières années sur l'exploration de la PIA. Certaines se sont intéressées à l'évaluation des techniques de mesures. Les seules techniques validées à l'heure actuelle reposent sur des techniques directes et indirectes qui sont pour la plupart invasives, gênantes et à risque infectieux.

La mesure de référence actuelle de la PIA en clinique est la mesure de la pression intravésicale. Il s'agit d'une technique de mesure indirecte intermittente, définie par Kron et validée par Iberti puis Fusco (Kron et al. 1984; Iberti et al. 1989; Fusco et al. 2001) s'adressant à des patients en décubitus dorsal et qui nécessite la pose d'une sonde urinaire. Cette méthode est invasive, non-continue, coûteuse en temps médical ou paramédical et présente des risques infectieux. La méthode de Kron est d'une précision limitée car praticien-dépendante. Elle est basée sur la mesure de la hauteur d'une colonne d'eau, le niveau zéro correspondant à la « mi-hauteur » du pubis est réalisé à chaque mesure par le praticien. D'autres méthodes alternatives validées existent telles que la mesure de la pression intragastrique (Sugrue et al. 1994; Turnbull et al. 2007) ou la mesure de la pression intrarectale (McCarthy 1982) mais elles présentent les mêmes inconvénients. Les trois

localisations de mesures se basent sur l'hypothèse de l'égalité des pressions au sein de la cavité abdominale et la considération du contenu de l'abdomen comme un fluide incompressible (Carry and Banssillon 1994; Tzelepis et al. 1996; Malbrain et al. 2006).

Des méthodes mini invasives, qui permettraient une pratique en clinique plus systématique, ont été développées plus récemment. Elles reposent sur des technologies de bio-impédance, de tensiométrie, d'échographie laser, de pléthysmographie par inductance respiratoire, capteur intravaginal sans fil ou encore sur un capteur intragastrique ingérable pour ne citer qu'elles (Shaw et al. 2014; Tayebi et al. 2021). Aucune de ces technologies n'est encore validée en pratique clinique pour la mesure de la PIA.

Parmi ces techniques innovantes, la SmartPill™ (Medtronic, Minneapolis, MN, U.S.A) semble prometteuse (McCaffrey et al. 2008; Ciccone et al. 2019). Il s'agit d'une capsule ingérable contenant notamment un capteur de pression et dont la localisation dans le tube digestif peut être déterminée grâce à un capteur de pH. Elle permet la mesure de la pression intragastrique de façon continue par télétransmission à un boîtier récepteur externe (SmartPill™ Motility Recorder, Medtronic, Minneapolis, MN, U.S.A) sans nécessiter un cathéter gênant ou douloureux et sans présenter de risque infectieux.

La seule étude, à notre connaissance, utilisant la SmartPill™ (SP) comme outil de mesure de la PIA concluait à une sous-estimation de la PIA par rapport à la mesure intravésicale dans un modèle porcin (Rauch et al. 2012). Le caractère limité de l'évaluation de ce dispositif et les limites de cette étude (mesures discontinues et pas de mesure de la pression intrapéritonéale) réduisent le champ de la validation du système. Une étude complémentaire avec une méthodologie adaptée est apparue nécessaire.

L'objectif principal de ce travail est d'évaluer la SP comme outil de mesure de la PIA. Pour cela, une étude sur modèle animal de cochon anesthésié et soumis à des variations de PIA par insufflation intrapéritonéale de CO₂ a été conduite, comparant la mesure continue de la pression intragastrique obtenue par la SP aux mesures intragastrique et intrapéritonéale obtenues par des capteurs référents.

5.2.2. Matériel et méthodes

Le présent protocole a été approuvé par le comité d'éthique animale référent (autorisation APAFiS n°28496). Les règles d'éthique animale ont été intégralement respectées, notamment

par l'application de la règle des 3R (Wells 2011). L'étude a été réalisée au sein d'un bloc opératoire expérimental habilité pour l'expérimentation animale (Centre d'Etude et de Recherche en Chirurgie (CERC), Aix-Marseille Université).

5.2.2.1. Animaux et préparation du protocole

Deux porcs nourrains femelles (d'un poids moyen de 35 kg et âgés de 3 mois minimum) ont été pré-anesthésiés avec du chlorhydrate de kétamine (10 à 15 mg/kg) et de l'azapérone (0.1mg/kg). L'anesthésie en continu a ensuite été réalisée via une seringue électrique avec du Propofol (0.5 à 0.8 mg/kg/h) et du Sufentanil (6 à 10 µg/kg/h) en guise d'analgésiant. Les animaux étaient placés en décubitus dorsal sur une table de chirurgie à usage vétérinaire.

Une voie veineuse a été mise en place sur la veine auriculaire et une intubation oro-trachéale a été réalisée. Les animaux étaient ventilés mécaniquement et les paramètres hémodynamiques (rythme cardiaque et SaO₂) étaient monitorés en continu.

Une open coelioscopie a été réalisée au niveau de l'ombilic afin de permettre le positionnement de deux trocarts de laparoscopie : un trocart médian péri-ombilical (trocart à ballonnet Applied medical 10mm) et un trocart latéral droit (Applied Medical 5mm). Le trocart péri-ombilical a été relié à un insufflateur de coelioscopie à CO₂ (Aesculap) permettant de faire varier la pression dans l'abdomen de façon contrôlée de 0 à 15 mmHg.

Les animaux ont été euthanasiés en fin de procédure après approfondissement de l'anesthésie générale par injection de 150 mg/kg de Pentobarbital (Dolethal).

5.2.2.2. Mesures de pression

Capteurs filaires

La mesure de référence de la PIA a été obtenue par un capteur filaire en position intrapéritonéale (MIP). La mesure de référence de la pression intragastrique a été obtenue en positionnant un capteur filaire dans le corps gastrique (MIG).

Les capteurs MIG et MIP étaient des capteurs filaires (Catheter pressure transducer MPR 500 Millar) connectés à un boîtier de contrôle (PCU-2000 Millar). Ces capteurs permettent la mesure de la pression absolue et sont utilisables dans l'air et dans les liquides. Leur précision est de ± 1.5 mmHg et leur plage de mesure s'étend de - 50 à + 300 mmHg. Les MIG et MIP

ont été connectés à un boîtier d'acquisition Slice Nano (DTS à 18 voies) permettant l'enregistrement simultané à une fréquence de 20 Hz.

Le MIG a été placé grâce à un endoscope à retour vidéo (Olympus, Evis Exera II CLV-180). Le MIP a été descendu par la chemise du trocar latéral de laparoscopie, débordant dans la cavité péritonéale de 5 cm. Le positionnement de l'extrémité du capteur a été contrôlé par vision laparoscopique à partir du trocar médian; le câble du capteur a été solidarisé au trocar par bande adhésive.

SmartPill™

En parallèle, une mesure sans fil de la pression intragastrique a été réalisée par la SP. La SP est une capsule ingérable approuvée par la FDA et marquée « CE ». Elle est commercialisée depuis 2006 par Medtronic™ pour l'évaluation du transit et des troubles digestifs fonctionnels chez l'homme. Ses dimensions sont de 26 mm de long et 13 mm de diamètre et elle contient des capteurs de pH, température et pression. Sa précision est de ± 0.28 pour le pH, $\pm 0.5^\circ\text{C}$ pour la température et ± 5.0 mmHg pour la pression.

La SP était calibrée à la pression atmosphérique, à la température ambiante et étalonnée en pH à l'aide d'une solution tampon (pH 6). Elle était ensuite appairée avec un boîtier-récepteur permettant l'enregistrement à 2 Hz des données transmises par radiofréquences. La SP a été placée à l'intérieur de l'estomac grâce à un endoscope à retour vidéo et le récepteur était placé à proximité de l'abdomen de l'animal.

Le montage expérimental avec le positionnement des différents capteurs est schématisé sur la Figure 5.1.

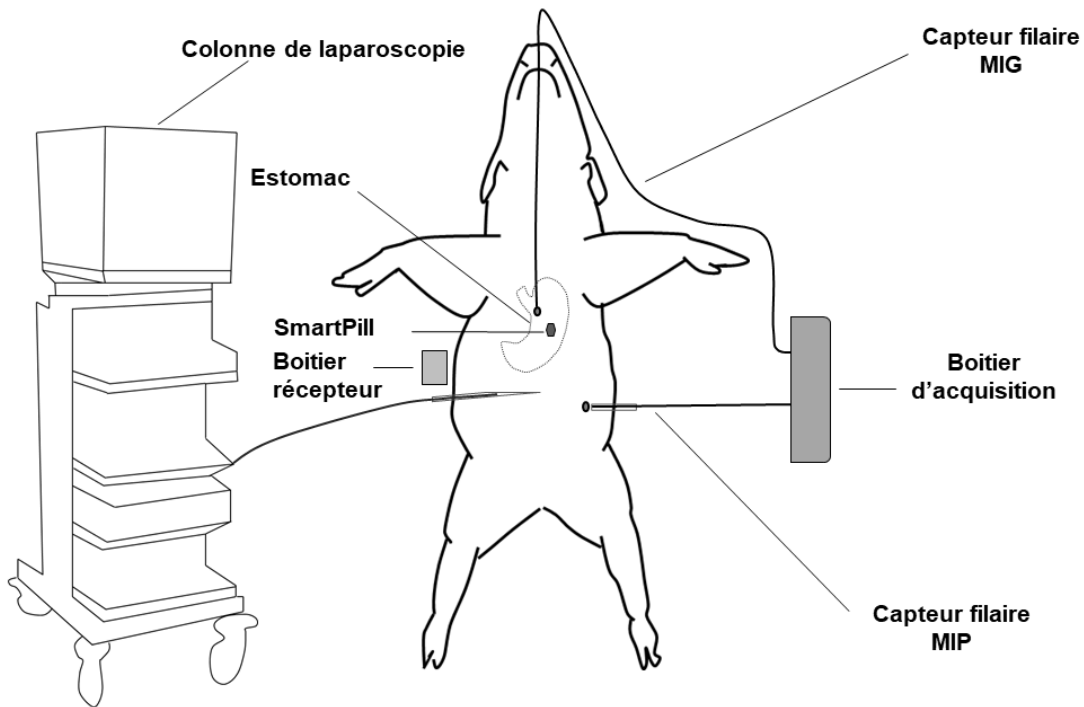


Figure 5.1 : Montage expérimental

5.2.2.3. Variations de pression

Une fois les capteurs positionnés, une période de stabilisation (ou période de repos) a été observée durant 5 mn. Ensuite la pression dans la cavité intrapéritonéale était augmentée de 0 à 15 mmHg par paliers de 3 mmHg grâce à l'insufflation de CO₂. Ensuite la pression était diminuée en suivant les mêmes paliers jusqu'à 0 mmHg. Une période de stabilisation de 2 mn était respectée à chaque palier.

5.2.2.4. Traitement des données

Les données SP ont été exportées sur un PC via le logiciel MotiliGI™ Software (Medtronic, Minneapolis, MN, U.S.A) fourni par le fabricant. Les données exportées étaient les données brutes (en mV) multipliées par le facteur d'échelle du capteur, puis ajustées en fonction du point d'étalonnage (pH 6, pression atmosphérique, température ambiante) et de la déviation du capteur due aux variations de température.

Afin d'étudier les corrélations entre SP et MIG et MIP, les signaux MIP et MIG ont été sous-échantillonnés à 2 Hz. L'analyse et le traitement des données ont été réalisés sur MATLAB®.

5.2.2.5. Analyse statistique :

Les corrélations entre SP et MIG et MIP ont été évaluées par le coefficient ρ de Spearman pour chaque palier de pression. La représentation graphique de Bland & Altman a été utilisée pour évaluer le biais et les limites d'agrément (intervalle contenant 95% des différences) entre SP et MIG et SP et MIP pour chaque palier de pression (Bland and Altman 1986; Altman and Bland 2017).

5.2.3. Résultats

5.2.3.1. Allures des différents signaux

La Figure 5.2 représente les courbes de pression SP, MIG et MIP en fonction du temps enregistrées chez les deux animaux. Elle présente les deux phases durant lesquelles les pressions sont enregistrées successivement : phase d'augmentation de la pression et phase de diminution de la pression. Le nombre total de mesures par capteur était de 2641 pour le premier animal et de 1895 pour le second. On remarque des tendances de variations similaires pour les trois capteurs avec un décalage d'environ -30 mmHg de la SP par rapport aux capteurs filaires. Le signal MIG est plus bruité que le signal MIP.

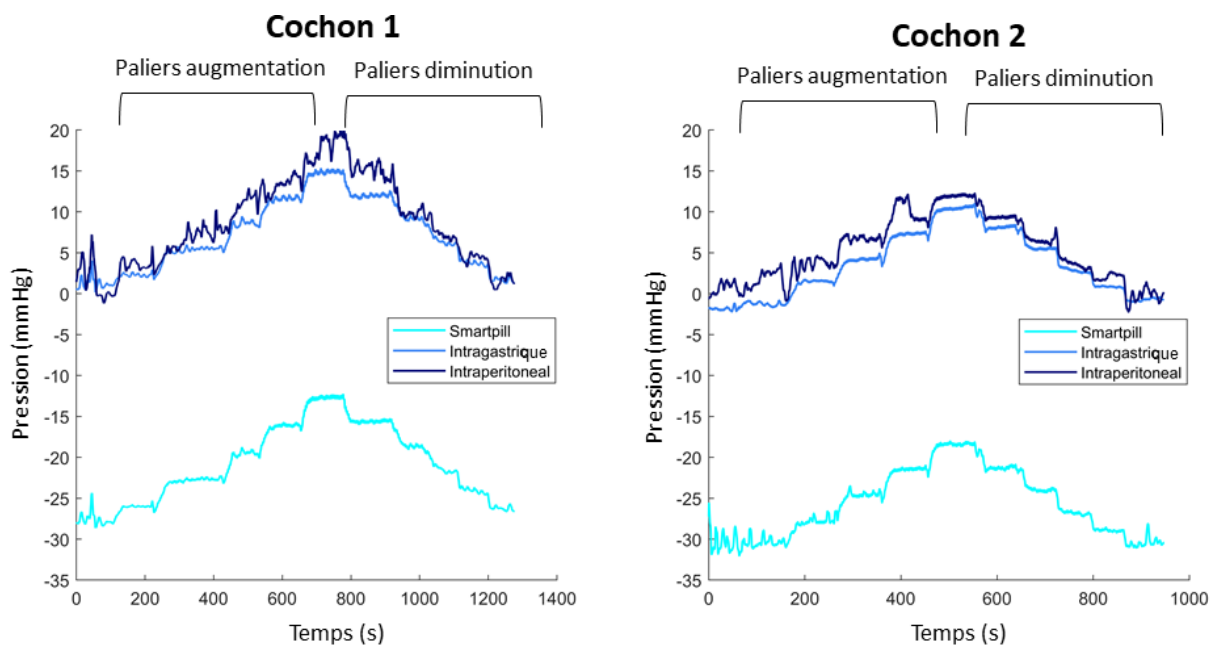


Figure 5.2 : Evolution des pressions intragastrique (par la SmartPill™ en turquoise, par le capteur filaire en bleu clair), et de la pression intrapéritonéale (par le capteur filaire en bleu foncé) en fonction des paliers de pression (montée et descente de 3mmHg) imposés par insufflation laparoscopique chez les deux animaux

5.2.3.2. Corrélation entre les mesures intragastriques par SmartPill™ (SP) et capteur filaire (MIG)

La figure 3 représente les droites de corrélation entre les pressions mesurées par SP et les pressions mesurées par MIG pour les deux animaux.

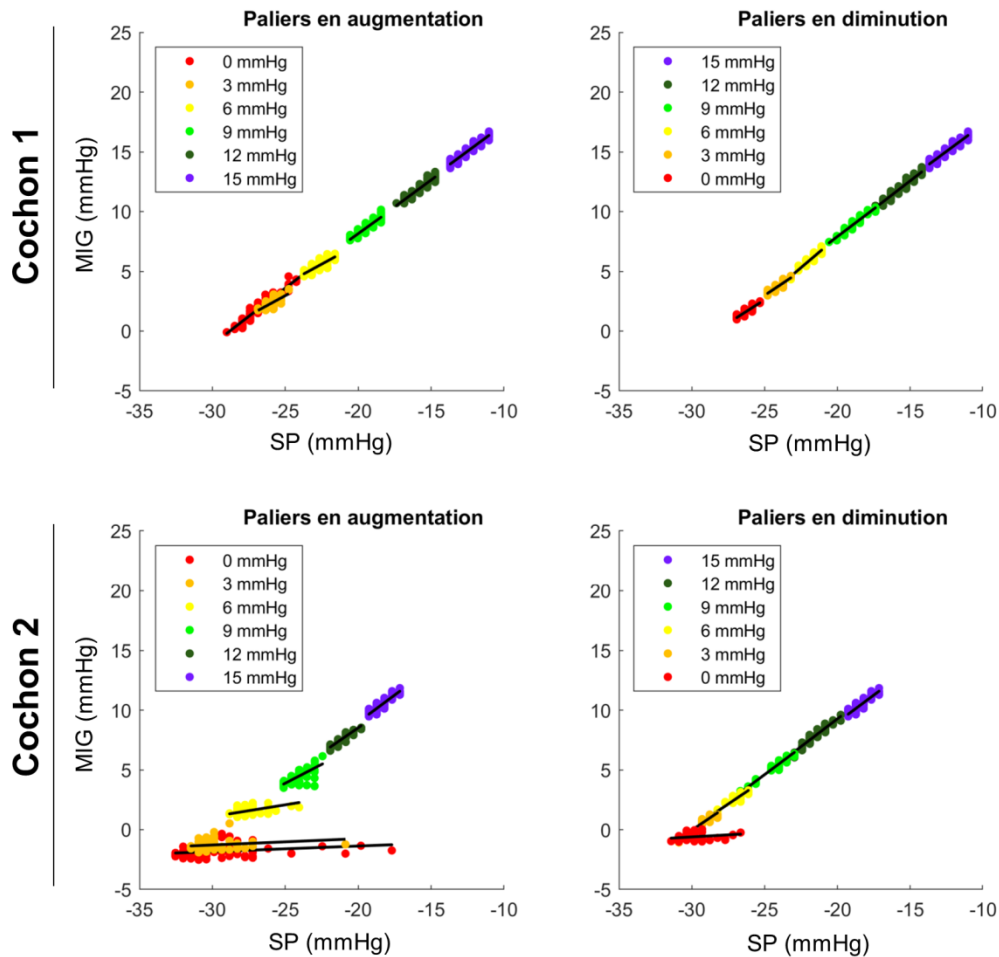


Figure 5.3 : Nuages de points et droites de corrélation pour les mesures SP vs MIG, pour les deux animaux

Les coefficients ρ pour chaque palier sont présentés dans la Table 5.1.

Pour le cochon 1, le coefficient de Spearman moyen, tous paliers confondus, était $\rho = 0.90 \pm 0.08$ (min = 0.67 et max = 0.96). Pour le cochon 2, le coefficient de Spearman moyen, tous paliers confondus, était $\rho = 0.72 \pm 0.25$. Les corrélations observées étaient comprises entre $\rho = 0.61$ et $\rho = 0.94$ pour tous les paliers à l'exception des paliers 0 et 3 mmHg lors de la phase d'augmentation et du palier 0 mmHg lors de la diminution pour lesquels les corrélations observées étaient plus faibles (min = 0.31 et max = 0.42).

Table 5.1 : Coefficients ρ de Spearman, biais de mesure et limites d'agrément entre MIG et SP et entre MIP et SP pour tous les paliers de pression

Paliers (mmHg)		Cochon 1						Cochon 2					
		MIG vs SP			MIP vs SP			MIG vs SP			MIP vs SP		
		ρ	Biais	Limite	ρ	Biais	Limite	ρ	Biais	Limite	ρ	Biais	Limite
		(mmHg)		(mmHg)		(mmHg)		(mmHg)		(mmHg)			
Augmentation	0	0.94	-28.7	0.6	0.34	-30.6	3.6	0.42	-28.4	4.5	0.28	-31	5.0
	3	0.67	-28.3	0.5	0.31	-29.7	1.5	0.31	-29.3	1.3	0.23	-32.4	3.0
	6	0.83	-28.2	0.5	0.46	-29.9	2.4	0.61	-28.7	0.8	0.31	-31.5	1.9
	9	0.94	-28.1	0.4	0.39	-30.6	2.2	0.79	-28.7	0.8	0.58	-31.2	1.2
	12	0.93	-27.7	0.4	0.70	-29.9	1.3	0.90	-28.7	0.4	0.3	-31.6	2.6
	15	0.93	-27.6	0.4	0.58	-31.2	2.5	0.87	-28.8	0.4	0.87	-30.3	0.4
Diminution	12	0.96	-27.6	0.4	0.64	-30.3	2.3	0.94	-29.4	0.4	0.93	-30.5	0.5
	9	0.96	-27.8	0.4	0.55	-28.7	1.4	0.94	-29.6	0.4	0.81	-30.7	1.3
	6	0.92	-27.8	0.4	0.69	-28.6	0.9	0.92	-29.6	0.5	0.89	-30.2	0.7
	3	0.92	-27.8	0.3	0.57	-28.8	0.7	0.89	-29.8	0.4	0.86	-31	1.6
	0	0.92	-27.9	0.3	0.13	-28.1	1.4	0.37	-29.6	1.7	0.22	-30.3	2.2
Moyenne		0.90	-28.0	0.4	0.49	-29.7	1.8	0.72	-29.2	1.1	0.57	-31.0	1.8
Ecart-Type		0.08	0.3	0.1	0.18	1.0	0.9	0.25	0.5	1.2	0.30	0.7	1.3

La Figure 5.4 représente les graphiques de Bland & Altman entre les pressions SP et MIG pour les deux animaux. Les valeurs des biais et les limites d'agrément pour chaque palier sont présentées dans la Table 5.1.

Pour le cochon 1, pour l'ensemble des données, la représentation de Bland & Altman montrait un biais moyen de -28.0 ± 0.3 mmHg avec des limites d'agrément moyennes de ± 0.4 mmHg pour l'ensemble des paliers. Pour le cochon 2, un biais moyen de -29.2 ± 0.5 mmHg a été calculé avec des limites d'agrément moyennes de ± 1.1 mmHg pour l'ensemble des paliers. Les paliers pour lesquels les limites d'agrément sont les plus larges sont les paliers 0 (± 4.5 mmHg), 3 mmHg (± 1.4 mmHg) en phase d'augmentation et le palier 0 mmHg (± 1.8 mmHg) en phase de diminution. Pour tous les autres paliers, les limites d'agrément ne dépassent pas ± 0.8 mmHg.

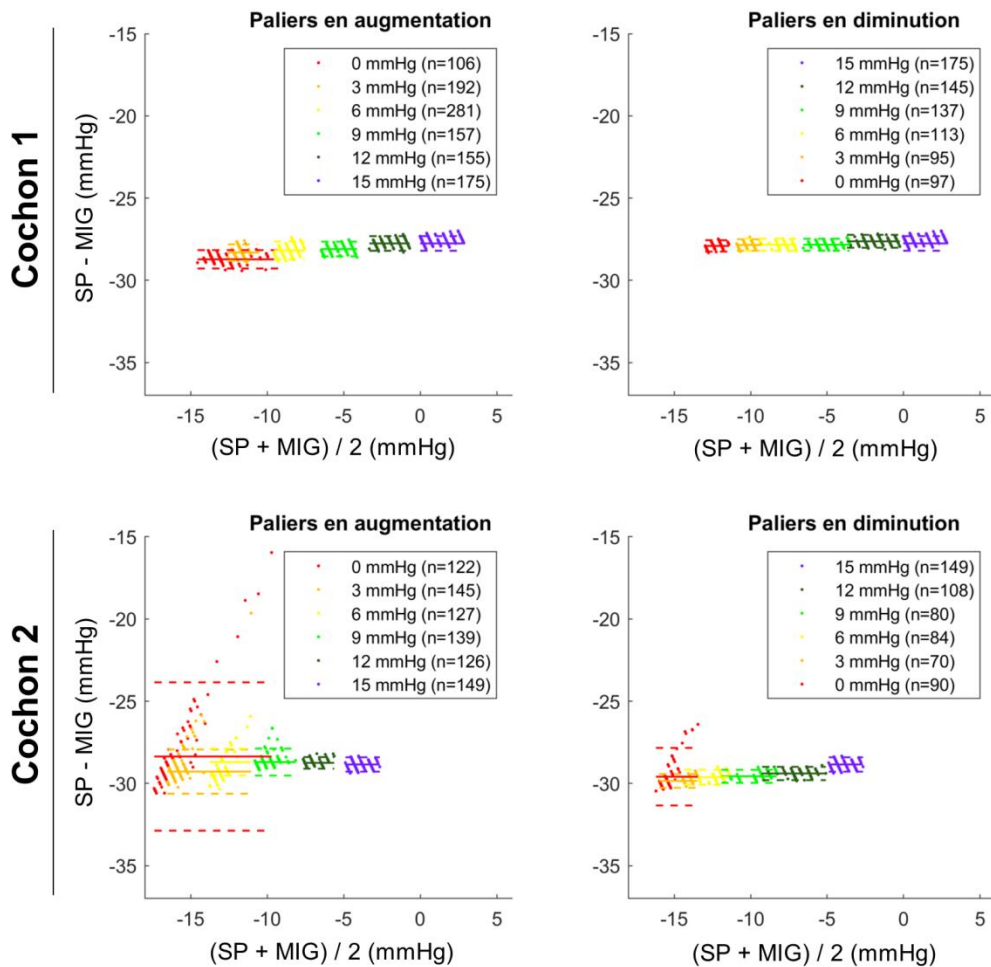


Figure 5.4 : Représentations de Bland & Altman pour les mesures SP vs MIG, pour les deux animaux

5.2.3.3. Corrélation entre la mesure intragastrique (SP) et la mesure intrapéritonéale (MIP)

La Figure 5.5 représente les droites de corrélation entre les pressions mesurées par SP et les pressions mesurées par MIP, et ce pour les deux animaux. Les valeurs des coefficients de corrélation ρ ainsi que celles des biais pour chaque palier sont regroupées dans la Table 5.1.

Pour le cochon 1, le coefficient de Spearman moyen, tous paliers confondus, était $\rho = 0.49 \pm 0.18$. Les corrélations observées pour le cochon 1 étaient supérieures à 0.55 pour les paliers de 12 et 15 mmHg en augmentation et pour tous les paliers de la phase de diminution jusqu'à 3 mmHg (max = 0.70). Chez le cochon 2, le coefficient de Spearman moyen tous paliers confondus était $\rho = 0.57 \pm 0.30$. Les corrélations étaient meilleures en phase de diminution (entre 0.81 et 0.93 à l'exception du palier 0 mmHg) qu'en phase d'augmentation (entre 0.24 et 0.87).

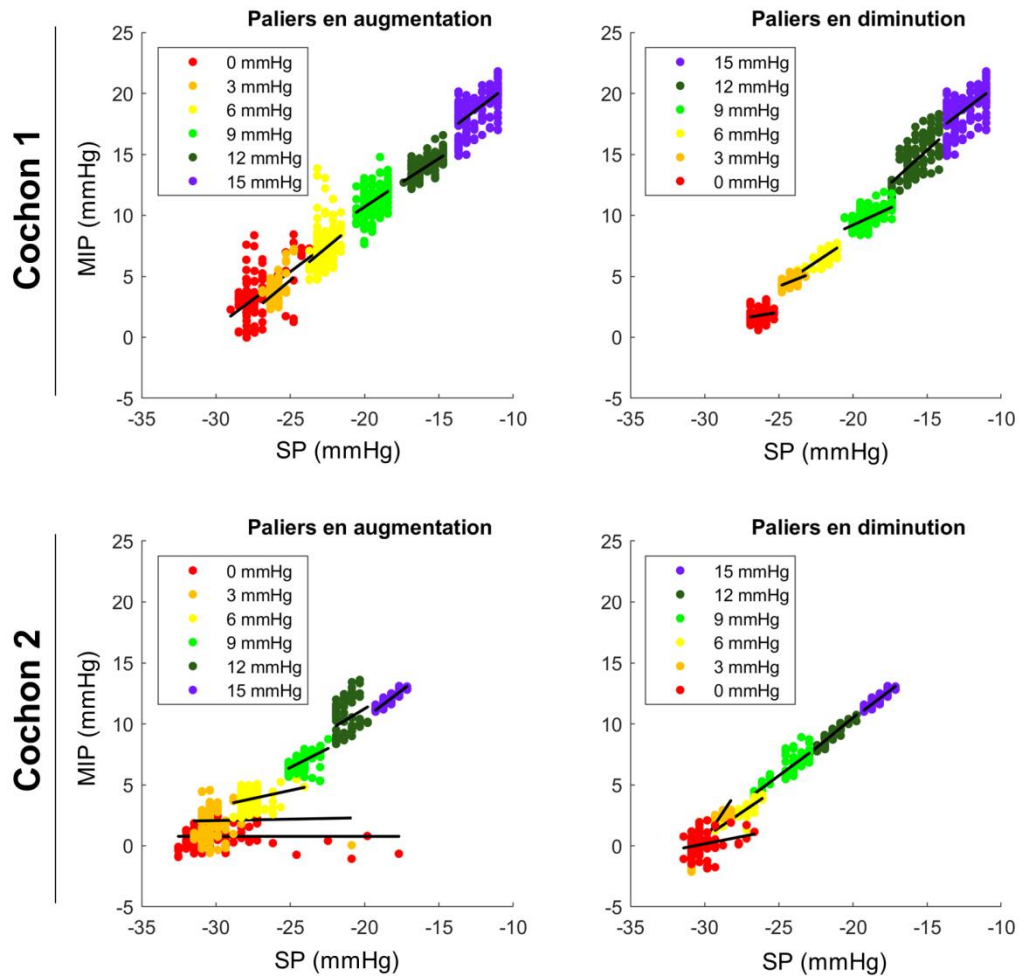


Figure 5.5 : Nuages de points et droites de corrélation pour les mesures SP vs MIP, pour les deux animaux

La Figure 5.6 représente les graphiques de Bland & Altman entre les pressions SP et MIP pour les deux animaux.

Pour le cochon 1, pour l'ensemble des données, le biais moyen était de -29.7 ± 1.0 mmHg avec des limites d'agrément moyennes de ± 1.8 mmHg pour l'ensemble des paliers. Chez le cochon 2, le biais moyen était de -31.0 ± 0.7 mmHg avec des limites d'agrément moyennes de ± 1.8 mmHg pour l'ensemble des paliers.

Pour les deux animaux, le palier 0 mmHg en augmentation était celui qui présentait les limites d'agrément les plus larges. Elles étaient de ± 3.6 mmHg pour le cochon 1 et ± 5.0 mmHg pour le cochon 2.

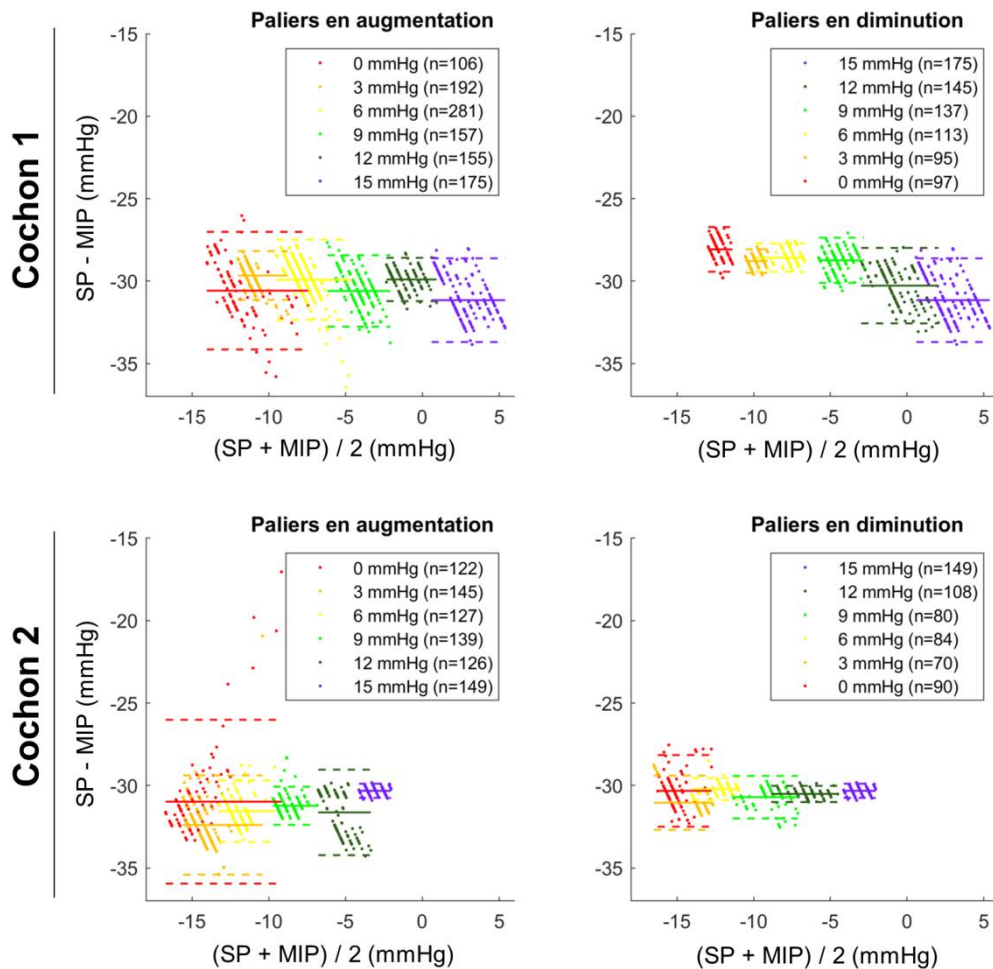


Figure 5.6 : Représentations de Bland & Altman pour les mesures SP vs MIP, pour les deux animaux

5.2.4. Discussion

Cette étude menée chez deux animaux anesthésiés rapporte des mesures de pression intragastrique évaluée par le capteur commercial ingérable SP et des mesures de pressions intragastrique et intrapéritonéale enregistrées par des capteurs filaires de référence à différents paliers de pression (entre 0 et 15 mmHg) générés par un insufflateur laparoscopique de CO₂. Elle a été menée sur le modèle porcin, animal qui est régulièrement utilisé dans le cadre des évaluations de techniques de mesure de la PIA (Gudmundsson et al. 2002; Wise et al. 2017). Les résultats présentés dans ce travail s'appuient sur un nombre important de mesures continues (environ 2 000 pour chaque animal).

Les résultats montrent que la SP reflète correctement les variations de pression intragastrique pour les paliers supérieurs à 3 mmHg ($\rho = 0.92 \pm 0.04$ pour le cochon 1 et $\rho = 0.85 \pm 0.12$ pour le cochon 2). La fiabilité de la mesure par la SP en intragastrique est attestée non seulement

par de bonnes valeurs de corrélation avec le capteur de référence, mais aussi par de faibles limites d'agrément qui étaient en moyenne de ± 0.4 mmHg chez le cochon 1 et de ± 1.1 mmHg chez le cochon 2 pour l'ensemble des paliers.

L'étude montre également que les variations de pression intrapéritonéale sont correctement reflétées par la SP pour des paliers supérieurs à 3 mmHg ($\rho = 0.57 \pm 0.11$ pour le cochon 1 et $\rho = 0.67 \pm 0.27$ pour le cochon 2) bien que les corrélations soient plus faibles que celles obtenues entre SP et MIG. Là encore, la fiabilité de la mesure par la SP en intrapéritonéale est attestée par les faibles limites d'agrément qui étaient en moyenne de ± 1.8 mmHg pour les deux animaux pour l'ensemble des paliers. Ces résultats sont en accord avec ceux de la littérature qui font état d'une égalité de la pression en tout point de la cavité abdominale en position allongée (Carry and Banssillon 1994; Tzelepis et al. 1996; Malbrain et al. 2006).

Pour les paliers de pressions entre 0 et 3 mmHg, on constate une moins bonne fiabilité de la mesure des pressions intragastrique et intrapéritonéale par la SP. Cependant, en situation physiologique chez l'Homme, la PIA est supérieure à ce seuil, puisqu'elle se situe entre 5 et 7 mmHg au repos, et peut monter jusqu'à des valeurs de plus de 100 mmHg selon l'exercice effectué (Cobb et al. 2005; De Keulenaer et al. 2009).

Un biais de mesure est observé entre la SP et les capteurs filaires intragastrique intrapéritonéal, variant entre -28 et -31 mmHg pour les deux animaux (visible Figure 5.2). Ce biais est certainement lié à la hausse de température lors du placement de la SP dans l'estomac des animaux. En effet, avant « ingestion », la pression SP est proche de 0 mmHg. Une fois la capsule dans l'estomac, la pression chute aux alentours de -30 mmHg (biais) alors que les pressions mesurées par les capteurs filaires persistent autour de 0 mmHg. Ce biais entre SP et les capteurs filaires est ensuite globalement constant tout au long du protocole. Ce phénomène est illustré dans la Figure 5.7. Ce biais empêche la mesure de la pression réelle dans l'organisme et seules les variations de pression sont quantifiables. Une collaboration future avec l'industriel qui a développé ce capteur serait intéressante pour améliorer ce point.

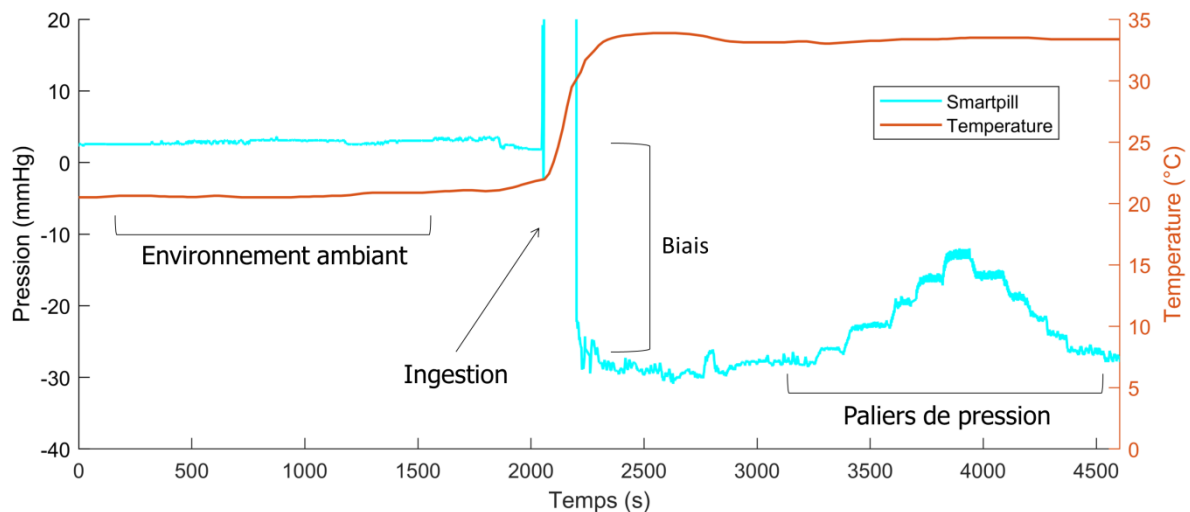


Figure 5.7 : Apparition du biais sur la mesure de pression SP lors du placement de la capsule dans l'estomac du cochon 1

Dans la littérature, à notre connaissance, une seule autre étude conduite par Rauch *et al.* a évalué la SP pour la mesure de la PIA (Rauch *et al.* 2012). Leur protocole différait sensiblement de celui présenté ici. La pression intragastrique mesurée par la SP était comparée à la pression intravésicale sur huit cochons anesthésiés pendant une période de 24h, sans variation imposée de pression. Rauch *et al.* concluaient à une sous-estimation de la pression enregistrée par la SP par rapport à la pression intravésicale. Les pressions SP variaient entre 1 et 3 mmHg tandis que les pressions intravésicales variaient entre 3 et 15 mmHg, résultant en une différence moyenne entre les deux mesures de 6.2 (± 1.4) mmHg et des limites d'agrément de ± 3.3 à ± 8.9 mmHg. Leurs limites sont largement supérieures aux nôtres qui variaient entre ± 0.4 et ± 1.8 mmHg en moyenne durant toute la durée de l'essai. Il est possible que les différences de résultats de Rauch *et al.* et des nôtres soient liées au choix du mode d'exportation des données SP. Dans notre travail, nous avons utilisé le mode d'exportation des données « température compensée » (TC) proposé par le fabricant, alors que Rauch *et al.* semblent avoir utilisé le mode « baseline compensée » (BC), bien que le mode d'exportation des données ne soit pas précisé dans leur manuscrit. Le mode BC correspond aux données TC avec une correction (non définie par le fabricant) lorsque la pression mesurée est négative. Dans la Figure 5.8 sont comparés les signaux MIG et SP selon les modes d'exports TC (avec correction du biais) et BC. On remarque que le signal BC n'est pas du tout corrélé avec les variations de pression réelles lors des paliers. Par conséquent, il est très important de signaler que le mode d'export BC doit être évité pour des mesures de variation de PIA.

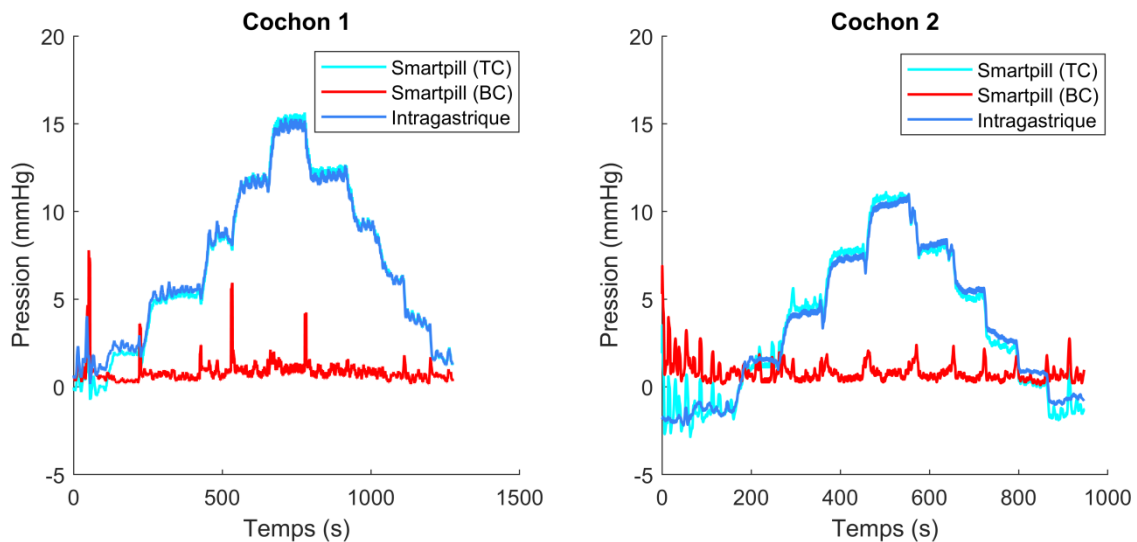


Figure 5.8 : Pression intragastrique (MIG) et pression SP selon les modes d'export "température compensée" (TC) et "baseline compensée" (BC) ; le biais du signal TC a été corrigé par l'addition du biais moyen mesuré durant l'essai

Dans le cadre de la finalité clinique de l'utilisation de cette capsule ingérable en tant que moyen de mesure des variations de la PIA, les résultats de ce travail sont encourageants même si une étude future sur un nombre plus important d'animaux semble nécessaire. La SP pourrait devenir un outil intéressant pour déterminer le profil de variation de pression intra abdominale des patients de chirurgie de la paroi abdominale. Les variations de pression lors d'exercices standardisés et lors des activités de la vie quotidienne ont jusqu'à maintenant été très peu étudiées, faute de capteur adapté. Il est probable que ce paramètre influence fortement le risque de récurrence, la PIA étant la principale sollicitation mécanique appliquée sur la paroi musculo-aponévrotique et par conséquent sur la zone cicatricielle. L'évaluation et la personnalisation du profil de pression pourrait permettre l'adaptation de la prise en charge du patient et de l'approche chirurgicale. En revanche, l'utilisation de la SP en substitution de la mesure de la pression intravésicale dans le cadre de la surveillance de l'HIA et du syndrome de compartiment abdominal ne paraît pas adaptée car les patients concernés par ces pathologies ne sont pas de bons candidats pour ingérer une capsule (contexte fréquent d'occlusion intestinale ou d'iléus).

5.3. Article : A better understanding of daily life abdominal wall mechanical solicitation: investigation of intra-abdominal pressure variations by intragastric wireless sensor in humans

Andréa Soucasse ^a, Arthur Jourdan ^a, Lauriane Edin ^a, Jean-François Gillion ^b,
Catherine Masson ^a, Thierry Bege ^{a,c}

a. Aix-Marseille Université, Université Gustave Eiffel, IFSTTAR, Laboratoire de biomécanique appliquée Boulevard Pierre Dramard 13916 Marseille CEDEX 20, FRANCE

b. Unité de Chirurgie Viscérale et Digestive, Hôpital Privé d'Antony, 1 Rue Velpeau, 92160 Antony, FRANCE

c. Aix-Marseille Université, APHM, Service de chirurgie générale, Hôpital Nord, Chemin des Bourrely, 13015 Marseille, France

Article en révision chez Medical Engineering and Physics

5.3.1. Abstract

Intra-abdominal pressure (IAP), as the main mechanical load applied to the abdominal wall, is decisive in the occurrence of ventral hernia. The objective of the study was to propose a comprehensive evaluation of IAP based on a limited risk and discomfort method. A prospective study was carried out in 20 healthy volunteers. The intragastric pressure, validated for estimating IAP, was assessed by an ingestible pressure sensor. Volunteers realized a set of supervised exercises, then resumed their daily activities with the pressure continuously recorded until gastric emptying. Coughing and jumping exercises resulted in the highest IAP levels with maximum peaks of 65 ± 35 and 67 ± 31 mmHg and pressure rates of 121 and 114 mmHg.s⁻¹ respectively. The position did not affect the IAP variation. Men had significantly higher pressure values for pushing against a wall ($P < 0.01$), Valsalva maneuver and legs raising ($P < 0.05$) exercises. During daily life, IAP greater than 50, 100, and 150 mmHg occurred on average five times, twice, and once per hour, respectively. This study provides a real-life characterization of the IAP allowing the quantification of mechanical solicitation applied to the abdominal wall and the identification of risk situations for the occurrence of ventral hernias.

5.3.2. Introduction

The biomechanical conflict between intra-abdominal pressure and the resistance of the abdominal wall plays a central role in the pathology of ventral hernias. The natural overpressure of the abdominal cavity during mechanical solicitation in everyday life (breathing, coughing, walking, jumping, etc.) compresses the viscera against the anterolateral musculo-aponeurotic wall. In response, an healthy abdominal wall deforms while holding the viscera in the peritoneal cavity (Tran et al. 2016). However, if the stress generated by this compression locally exceeds the failure stress of the musculo-aponeurotic tissues, a rupture occurs, causing the passage of tissues or organs through an opening or hernia defect in the abdominal wall. Defects occur in areas of constitutional (hernia) or acquired (postoperative) weakness. Patients often report that the hernia occurred during unusually heavy exertion.

Respectively 45 000 and 500 000 ventral hernia repairs are performed every year in France and in the United States. They represent an important medico-economic issue estimated about US\$ 3.2 billion in the United States (Gillion et al. 2019; Miller and Novitsky 2019) . Treatment of symptomatic hernias requires surgical repair, combining closure of the orifice and strengthening of the suture with a prosthetic implant. Many different implants and surgical techniques can be employed (Bondre et al. 2016; Holihan et al. 2016; Battu 2017) ; however, the results are largely perfectible, considering that the 2-years recurrence rate can be as high as 28% (Romain et al. 2020).

Surprisingly, the patient's intra-abdominal pressure profile is never considered in the preoperative evaluation, choice of surgery, or provision of postoperative advice. Data on variations in intra-abdominal pressure in everyday life and their consequences for the abdominal wall are limited. The tools for measuring intra-abdominal pressure were developed for the exploration of intra-abdominal hypertension associated with abdominal compartment syndrome, a critical medical situation in some patients in intensive care units (Malbrain et al. 2004, 2006; Mari et al. 2009). The reference measurement method is intravesical pressure by a urinary catheter (Kron et al. 1984; Iberti et al. 1989; Fusco et al. 2001; Rozov et al. 2004). Other methods, such as stomach measurement via gastric tube (Sugrue et al. 1994; Turnbull et al. 2007) or vena cava measurement using a central catheter (Paroz et al. 2002) have been validated. These invasive methods, which are painful and associated with infectious risks, have also been used to investigate the pressure in physiological situations. However, the discomfort brought about by these catheters, which

restrict patient movements, probably biased the quality of the measurements for healthy people or those with a ventral hernia (Cobb et al. 2005).

There is a commercially available device that allows intragastric pressure measurement without a wire or invasive catheter, the SmartPill™ (Medtronic, Minneapolis, MN, U.S.A), an ingestible capsule developed for monitoring patients with functional gastrointestinal disorders. This capsule includes pH, temperature and pressure sensors. The technology does not cause any discomfort and allows continuous measurement of intragastric pressure without requiring complex experimental means or medical procedures.

The objective of this study is to quantify the impact of daily activities on abdominal pressure in order to estimate the resulting mechanical stresses. The protocol explores the stereotypical exercises used in the literature and proposes a more complete evaluation by analyzing the kinetics of pressure variations, the effect of posture and the influence of sex. The monitoring of pressure levels outside the experimental laboratory complements this protocol and allows a better understanding of real-life conditions.

5.3.3. Methods

5.3.3.1. Cohort

This monocentric prospective study was authorized by the responsible ethics committee (authorization n° CPP2019-05-039a/2019-A00806-51/19.04.03.57841) of the National Medicines Safety Agency and the French Institute of Sciences and Technologies of Transport and Networking. Written consent was obtained for each participant after the information meeting held one week before the examination.

A cohort of 20 healthy adults was formed. The criteria for inclusion of the volunteers were as follows: age over 18, benefitting from a health insurance scheme, and no pathology of the abdominal wall. The exclusion criteria included contraindications to the ingestion of the SmartPill™ (pathologies and disorders of the digestive system, swallowing disorders, gastrointestinal surgery dating back less than three months, etc.), history of hernia repair, history of cesarean, and being pregnant at the time of the study. For each volunteer, data on the age, weight, height, abdominal perimeter, physical activity index, and smoking status were collected. The physical activity index corresponded to the frequency of participation in a sporting activity, from low (less than once a week) to medium (about once a week) and

high (several times a week). All the volunteers had to complete a medical questionnaire prior to ingestion of the capsule.

5.3.3.2. Protocol

Intragastric pressure sensor

The measurement of intra-abdominal pressure was conducted using a commercial medical device, the SmartPill™. The SmartPill™ is an ingestible capsule of 26 mm in length and 13 mm in diameter; it has been approved by the Food and Drug Administration and meets the European Community standards for the evaluation of intestinal transit and functional intestinal disorders. It contains pH, temperature, and pressure sensors. Its accuracy is ± 0.28 for pH measurement, $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ for temperature measurement, and ± 3.6 mmHg for pressure measurement. The recorded data are transmitted to an external receiver box by radiofrequency with a sampling frequency of 2 Hz (McCaffrey et al. 2008; Saad and Hasler 2011; Ciccone et al. 2019).

With the aim of standardizing the pressure measurement between the different volunteers, the manufacturer's recommendations were followed: All the volunteers were instructed to fast for at least 8 hours before ingestion of the capsule and to refrain from smoking during the 6 hours preceding ingestion. Compliance with these instructions was verified by a medical doctor during the visit for inclusion in the study. The ingestion of the SmartPill™ was preceded by a standardized snack (SmartBar, Medtronic, Minneapolis, MN).

Protocol

The SmartPill™ was calibrated in pH, ambient temperature and ambient pressure. It was paired with its receiver before ingestion. After ingestion of the SmartPill™, the protocol consisted of two phases. In the first phase volunteers completed a series of supervised exercises inside the hospital. In the second phase, the volunteers left the hospital and returned to their daily-life activities.

During the first phase, the exercise session was supervised by an examiner, who repeated the instructions before the beginning of the exercise, checked the volunteer's posture, and indicated the start and duration of each exercise. The exercises were grouped into the following categories: breathing (natural and guided), an apnea after calm exhalation, and

muscle activation exercises (coughing, Valsalva maneuver, legs raising, stomach vacuum, jumping, lifting a weight, and pushing against a wall). Details of exercises, number of repetitions, position of the volunteers and instructions are visible in Table 5.2.

During the second phase, the participants left the examination center, keeping the receiver box close to their abdomen (hung on their belt or shoulder strap) to ensure the best possible transmission of data between the SmartPill™ and the receiver. The data were saved until the capsule was evacuated. An appointment was made to collect the receiver a few days later.

Table 5.2 : Description of supervised exercises

Exercise	Number of repetitions			Instructions	Duration
	Supine	Sitting	Standing		
Natural breathing	1			Breathe naturally	30 seconds
Guided breathing	1			Perform several forced abdominal breathing exercises following an audio guide	45 seconds
Apnea (calm exhalation)	3	3	3	Inhale, exhale, and block breathing	10 seconds
Coughing	6	6	6	Cough at each signal from the examiner	
Valsalva maneuver	3	3	3	Fully exhale with glottis closed	5 seconds
Legs raising	3			Keep the legs straight and lift the heels 20 cm from the bed	5 seconds
Stomach vacuum	3			Exhale all the air out of the lungs while bringing the stomach in as much as possible	5 seconds
Jumping			6	Jump as high as possible	
Lifting a weight			3	Lift a 75-kg deadweight	5 seconds
Pushing against a wall			3	Push with maximum strength, palms against the wall	5 seconds

5.3.3.3. Data Analysis

Export and selection of data ranges to analyze

Data stored in the receiver box (SmartPill™ Motility Recorder, Medtronic, Minneapolis, MN, U.S.A) was exported to a PC via MotiliGI™ Software (Medtronic, Minneapolis, MN, U.S.A). The moments of ingestion and gastric emptying were automatically located by the software thanks to variations in pH, temperature, and pressure.

Data could be exported in several modes, which were as follows: raw data (in mV), converted data (in mmHg), calibration data (in mmHg), data with temperature compensation (in mmHg), and baseline compensated data (in mmHg). The analysis was carried out from data with temperature compensation, which are the raw data (in mV) multiplied by the scale factor of the sensor, adjusted according to the calibration point (pH 6, atmospheric pressure, ambient temperature) and the deviation of the sensor due to the rise in temperature.

Data processing

The pressure data recorded during the exercises were processed with MATLAB® calculation software and Excel® software (Microsoft). Data were expressed relative to the baseline intra-abdominal pressure. The baseline value was defined according to the criteria used in the literature, corresponding to the pressure measured at the end of natural or mechanical exhalation for the patient in supine position (Malbrain et al. 2006). In this study, the baseline pressure corresponded to the average of the lower peaks noted during the natural breathing exercise. Figure 5.9 shows the typical pressure-time curves, as well as the remarkable points (plateaus in mmHg, peaks in mmHg, and amplitudes in mmHg) for every breathing and muscle activation exercises.

For the natural and guided breathing, the mean amplitudes between exhalation and inhalation peaks (in mmHg) were calculated. For apnea after calm exhalation, the average value of the pressure plateau (mmHg) occurring during the 10s apnea was calculated for the three repetitions. For coughing and jumping, the maximum peak (in mmHg) was identified for each position. For the other muscle activation exercises, the mean peak value (mmHg) during the three repetitions of the exercise was computed. The pressure rate was calculated as the slope of the curve preceding the maximum or minimum peak related to each exercise.

Concerning the analysis of daily life, the frequencies of pressure peaks above the threshold values of 50, 100, 150, and 200 mmHg were calculated. To do so, every peak exceeding the threshold value was taken into account. The data were analyzed until gastric emptying as the correlations between intra-abdominal pressure and pressures in the rest of the digestive tract has not yet been demonstrated.

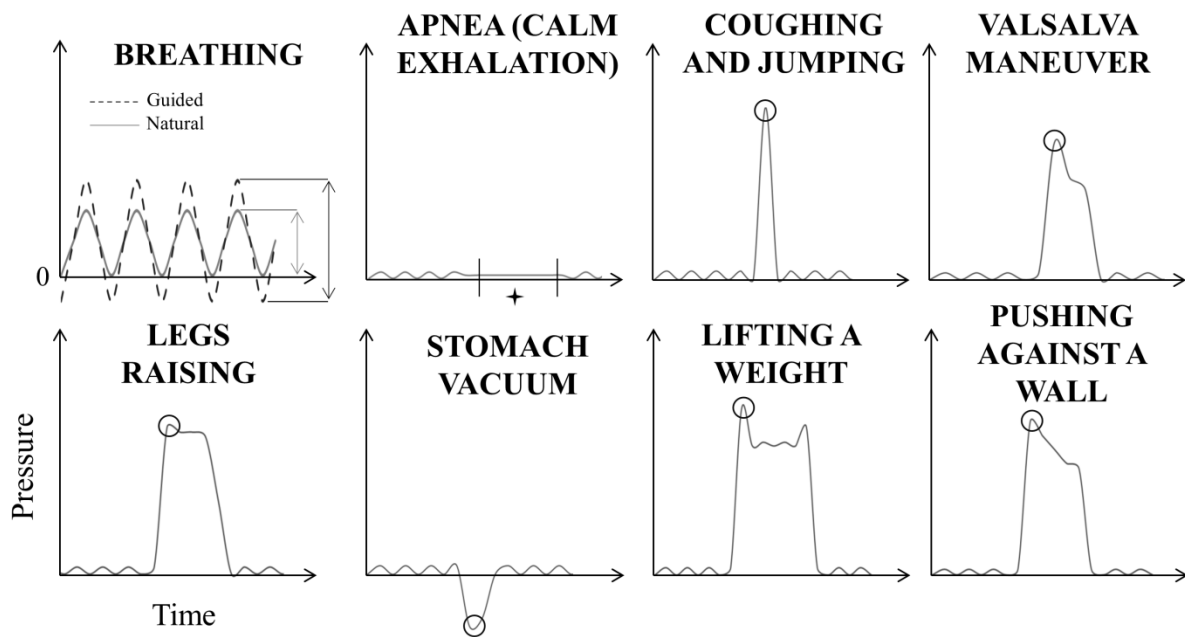


Figure 5.9 : Typical pressure-time curves; breathing : the vertical arrows indicate the pressure amplitude for both natural and guided breathing; apnea (after calm exhalation) : the duration of the pressure plateau is delimited by vertical lines and is indicated by a star; others : peaks of interest are indicated by circles

Statistical analysis

The intra-individual variability for the repetitions of the same exercise (i.e. standard-error) was calculated using the following formula: $Standard\ Error = Sd / \sqrt{n}$ where Sd is the standard deviation associated with the series of measurements and n is the number of measurements.

Descriptive statistics were used to describe data for the whole cohort. Thus, the average pressure variations (associated with their standard deviation), average pressure rates (associated with their standard deviation), and average standard errors were calculated for each exercise. Bar charts were used to visualize the differences between sex groups during supervised exercises. Significance levels corresponding to differences between groups were calculated using the Mann-Whitney statistical test.

To establish the presence of possible correlations between the different exercises, a principal component analysis was carried out using the values obtained for the pressure peaks, expressed as a variation compared with the baseline pressure during the different supervised exercises. The arrow vectors represent the exercises. The angles between the different vectors symbolize the correlations between the exercises. The obtuse angles represent negative correlations, while acute angles represent positive correlations. The more

obtuse or acute the angle, the stronger the negative or positive correlation between the two exercises. Finally, a right angle between two vectors marks a lack of correlation between the two exercises involved.

Regarding the analysis of data for daily life, the frequencies of pressure peaks occurring at the different thresholds are presented as box plots.

5.3.4. Results

5.3.4.1. Demographic Data

The cohort was composed with 8 women and 12 men. The average age was 31 years old (range 22-54). Body mass index and waist circumference were respectively 23 ± 2 kg/m² and 804 ± 77 mm. Physical activity criteria was high for 8 volunteers, moderate for 10 volunteers, and mild for 1 volunteer. There were 6 active smokers.

5.3.4.2. Supervised Exercises

Table 5.3 shows the pressure variations (in mmHg) compared with the individual baseline pressure during supervised exercises. The pressure amplitude during guided breathing (12 ± 12 mmHg) was four times higher than that during natural breathing (3 ± 1 mmHg). The smallest pressure variation compared with the baseline pressure was observed during the apnea after calm exhalation (1 ± 6 mmHg in the supine position).

The muscle activation exercises caused the most significant pressure variations. Four exercises were responsible for the highest intra-abdominal pressure increases; these were as follows: coughing (67 ± 31 mmHg while standing), jumping (65 ± 35 mmHg), lifting a weight (63 ± 21 mmHg), and pushing against a wall (67 ± 29 mmHg). The Valsalva maneuver resulted in a lower pressure increase (52 ± 28 mmHg for the supine position) for all volunteers. However, during the supervised exercises session and for the entire cohort, the highest pressure peak was recorded during a Valsalva maneuver (157 mmHg).

Table 5.3 : Variations of pressure according to exercise and subject position

Subject position	Supine				Sitting				Standing			
	Mean	± SD	Min / Max	SE	Mean	± SD	Min / Max	SE	Mean	± SD	Min / Max	SE
BREATHING												
Natural breathing (amplitude)	3	± 1	1 / 6									
Guided breathing (amplitude)	12	± 12	2 / 48									
Apnea (calm exhalation) (plateau)	1	± 6	-21 / 6	0.5	-2	± 6	-24 / 5	0.5	0	± 7	-24 / 8	0.7
MUSCLE ACTIVATION EXERCISES (peaks)												
Coughing	65	± 34	19 / 139		70	± 38	20 / 144		67	± 31	27 / 123	
Valsalva Maneuver	52	± 28	12 / 157	4.6	59	± 24	20 / 130	4.3	52	± 25	17 / 121	4.1
Legs raising	39	± 13	20 / 78	0.9								
Stomach vacuum	-7	± 7	-27 / 0	1.0								
Jumping									65	± 35	26 / 136	
Lifting a weight									63	± 21	33 / 116	5.1
Pushing against a wall									67	± 29	16 / 147	5.7

Values are presented as variations from individual baseline pressure (in mmHg)

SE is average Standard-Error and represents intra-individual variability for an exercise

The position of the volunteer during the exercises (apnea after calm exhalation, coughing and Valsalva maneuver) did not seem to affect the pressure variation.

Intra-individual variability for the repetitions of the same exercise, called "standard error", is presented in Table 5.3. The lower values were observed for the apnea (0.5 to 0.7 mmHg depending on the position) and for the legs raising exercise (0.9 mmHg). The higher value was observed for the exercise of pushing against a wall (5.7 mmHg).

The pressure rates are presented in Figure 5.10. The lowest absolute values were found for natural inhaling and exhaling (with values around 2 mmHg.s⁻¹). Three exercises led to a pressure decrease: natural exhaling, guided exhaling, and stomach vacuum. The higher pressure rates were obtained for muscle activation exercises: especially for coughing (121 mmHg.s⁻¹) and jumping (114 mmHg.s⁻¹).

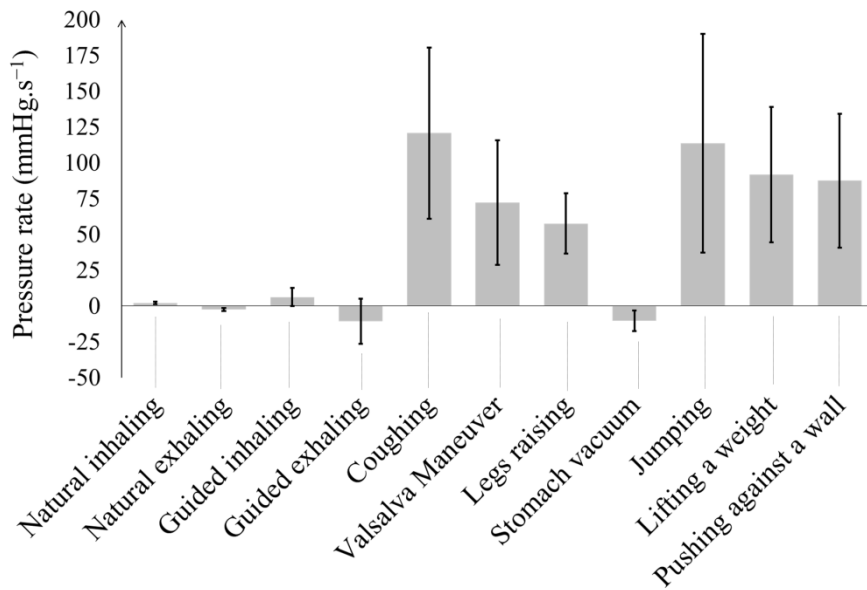


Figure 5.10 : Pressure rates for each exercise; the pressure rate was calculated as the slope of the curve preceding the maximum or minimum peak for each exercise; standard deviations are also represented

5.3.4.3. Influence of Sex on Intra-Abdominal Pressure Levels

The bar charts (Figure 5.11) represents the pressure levels according to sex for muscle activation exercises. Men had significantly higher pressure values for the pushing against a wall exercise ($P < 0.01$), for the Valsalva maneuver and for the legs raising exercise ($P < 0.05$).

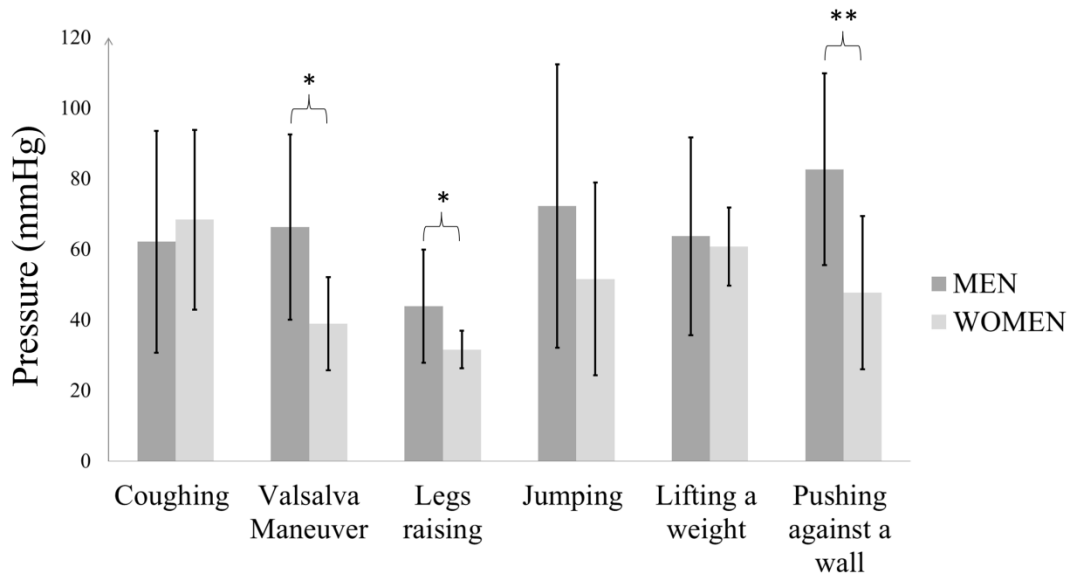


Figure 5.11 : Pressure peaks for men and women; values are pressure peaks' average for all volunteers of each sex group (in mmHg); standard deviations are also represented; * significant difference $P < 0.05$; ** Significant difference $P < 0.01$

5.3.4.4. Principal Component Analysis

The principal component analysis presented in Figure 5.12 makes it possible to estimate the correlations (positives or negatives) that may exist between the different imposed exercises. The strongest positive correlation was found between the jumping and lifting a weight exercises. There was a negative correlation between legs raising and coughing exercises. No correlation was found between the legs raising exercise and the Valsalva maneuver.

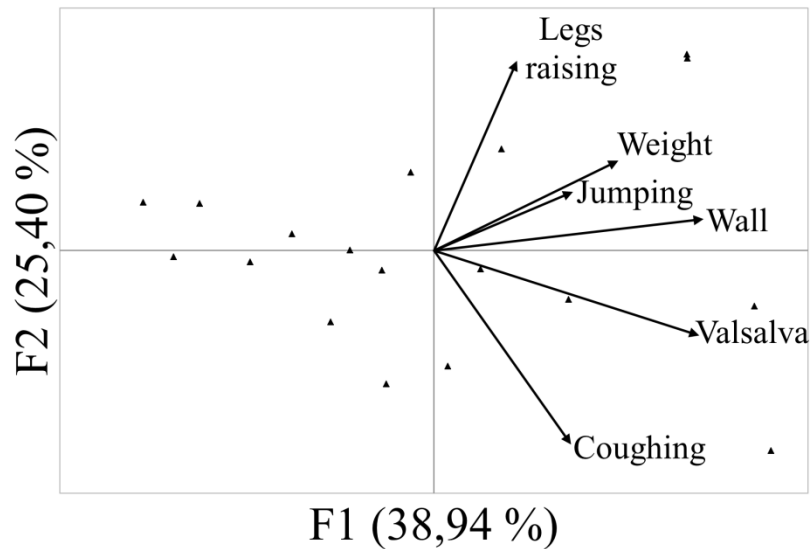


Figure 5.12 : Principal component analysis of muscle activation exercises; the analysis was carried out from the average of maximum pressure peaks for each volunteer and each exercise; each triangle represents a participant; F1 and F2 are the dimensions on which the most observations are represented

5.3.4.5. Analysis of Daily Life Pressures

In total, 199 recorded hours until gastric emptying were analyzed in 19 participants. The average gastric emptying time was 11 ± 8 hours (range 1 to 24 hours). The average pressure was -1.1 ± 8.7 mmHg. The mean maximum pressure peak recorded per volunteer was 223 ± 72 mmHg, ranging from 123 mmHg to 380 mmHg.

Figure 5.13 presents the frequency of pressure peaks per hour. On average, peaks greater than 50 mmHg appeared five times an hour, peaks greater than 100 mmHg appeared twice an hour, peaks greater than 150 appeared once an hour. Peaks above 200 mmHg were rare and appear on average less than once an hour. There was a wide dispersion in the number of peaks between individuals, varying from once an hour to more than 15 times an hour for peaks greater than 50 mmHg.

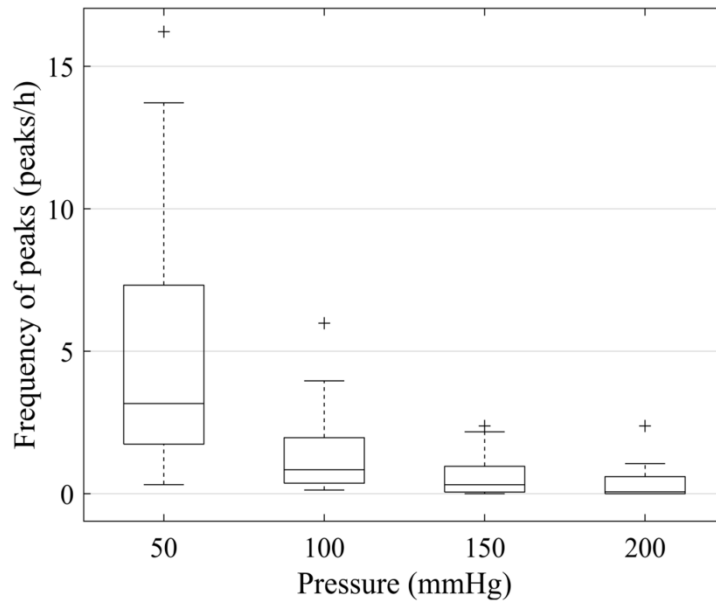


Figure 5.13 : Occurrence of PIA peaks in daily life; the figure shows the frequency of pressure peaks per hour exceeding a given threshold; the data refer to the entire population and only to the period when the pressure sensor is in the stomach excluding the period of the supervised exercises.

5.3.5. Discussion

This study assessed intragastric pressure using an ingestible wireless sensor, allowing intra-abdominal pressure to be estimated. This is the first time that the variations in physiological intra-abdominal pressure were recorded during exercises in healthy adults without uncomfortable and high-risk catheters. These exercises replicated daily activities involving the abdominal wall. In addition, it is the first time such assessment has been performed outside the controlled conditions of a laboratory, reflecting real-life conditions.

This study, carried out in a relatively young cohort (average age: 31 ± 9 years), showed that the coughing and jumping exercises caused the greatest stress on the abdominal wall. The quality of our methodology can be appreciated by the intra-individual repeatability of the measurements. Indeed, the low values of the individual standard errors when repeating the same exercise showed that the measurement was reliable and that the exercises have been well understood. In addition, the concordance between the values of the pressure peaks recorded during daily life and during the imposed exercises showed that the chosen exercises correctly reflected the main stresses of real life.

The results in terms of pressure peaks of the present study can be compared with the previous studies in healthy adults of Cobb et al. (Cobb et al. 2005), Grillner et al. (Grillner et

al. 1978), and Iqbal et al. (Iqbal et al. 2008) (Table 5.4). In these studies, the pressure measurement was performed intravesically (Cobb et al. 2005; Iqbal et al. 2008) or intragastrically (Grillner et al. 1978), in supine (Cobb et al. 2005; Iqbal et al. 2008), sitting (Cobb et al. 2005), and standing (Grillner et al. 1978; Cobb et al. 2005) positions. For coughing and Valsalva maneuver, similar values were obtained. For jumping, the pressure variations measured in our study are similar to those of Grillner (intragastric) but much lower than those measured by Cobb (intravesical). For calm exhalation, the present study proposed values similar to those obtained by Cobb for the supine position, however he showed an influence of the position that we didn't witness. The difference in measurement location could explain all of the stated differences between the studies. Indeed, the effect of the volunteer's position on the IAP seems to depend on the location of the sensor. In the supine position, the pressure seems to be the same, regardless of the position of the sensor in the abdomen. An animal study showed identical pressures in the bladder, in the femoral vein and the inferior and superior cava veins (Gudmundsson et al. 2002) during an induced increase in intra-abdominal pressure in supine position. The transition from the supine position to the sitting position or from the sitting position to the standing position shows different effects depending on the pressure sensor location.

Table 5.4 : Literature review on physiological intra-abdominal pressure depending on exercise and subject position

	Cobb et al. (2005)			Grillner et al. (1978)	Iqbal et al. (2008)		Present study		
	<i>Supine</i>	<i>Sitting</i>	<i>Standing</i>	<i>Standing</i>	<i>Supine</i>		<i>Supine</i>	<i>Sitting</i>	<i>Standing</i>
Localisation	Bladder			Stomach	Stomach	Bladder	Stomach		
Calm exhalation	2 ± 2	17 ± 3	20 ± 4	-	-	-	1 ± 6	-2 ± 6	0 ± 7
Coughing	-	81 ± 26	108 ± 23	-	35	37	65 ± 34	70 ± 38	67 ± 31
Valsalva Maneuver	-	40 ± 11	65 ± 22	-	-	-	52 ± 28	59 ± 24	52 ± 25
Jumping	-	-	171 ± 48	89	-	-	-	-	65 ± 35

Values presented as mean (± Standard Deviation), in mmHg

Those body position changes lead to an increase in the intravesical pressure, as shown in the studies by Cobb et al. (Cobb et al. 2005) and by De Keulenaer (De Keulenaer et al. 2009), but not in the intragastric pressure, as reported in the present study.

These overpressure can be explained by the weight of the viscera applied to the bladder by gravity in sitting and standing positions (Mari et al. 2009). Due to its anatomical location, the stomach is not affected by this overpressure.

The present study allows a better comprehension of the exercises involving the abdominal wall. In the literature, only pressure peaks are reported (Grillner et al. 1978; Cobb et al. 2005; Iqbal et al. 2008). We think the pressure rate and the frequency of peaks should also be taken into account. Indeed, high pressure rates indicate a strong and brutal stress on the abdominal wall. Thus, coughing and jumping can be considered the exercises that put the most stress on the abdominal wall, since they combine both high maximum peaks (65 and 67 mmHg, respectively) and high pressure rates (121 and 114 mmHg.s⁻¹ respectively). The study also reveals that the frequency of pressure peaks varies widely between volunteers. This frequency is probably a highly important factor for the evaluation of the abdominal wall injury risk: individuals with a high frequency profile are certainly might be the most at risk for abdominal wall pathology.

During muscle activation exercises, the pressure values were significantly higher in men than in women for pushing against a wall ($P<0.01$), as well as for legs raising exercises and the Valsalva maneuver ($P<0.05$). This is probably due to the larger muscle mass of men compared with women. A study based on CT scan measurements showed that men had greater muscular areas and thicknesses for all the muscles of the abdominal wall except the transversus abdominis muscle (Jourdan et al. 2020). Therefore, greater muscle mass could lead to higher intra-abdominal pressure values during exercises involving muscle contraction. Logically, coughing, preferably involving the transversus abdominis muscle (Neumann and Gill 2002), does not present a difference between men and women. Understanding the muscles involved in the exercises also requires a principal component analysis, which highlights the correlations between the exercises. Thus, the close correlations between lifting a weight, pushing against a wall, and jumping are probably explained by a contribution of the same abdominal muscles in the performance of these exercises.

This study has limitations related to the capsule technology and to our protocol. The SmartPill™ capsule sampling frequency is 2 Hz, as a result some pressure peaks may not have been recorded. To limit this bias, we increased the number of acquisitions for dynamic exercises (coughing and jumping), and we also chose to retain the maximum value instead of the average value. On the other hand, the selection of the cohort might be considered as a

limitation. The cohort was younger and more athletic than the general population. Further studies may be conducted in other populations in terms of age and BMI.

5.3.6. Conclusion

Surgeons consider chronic coughing and severe abdominal strain to be risk factors for abdominal hernias (Pluta et al. 2011). Quantitative data about intra-abdominal pressure variations, pressure rates and the frequency of high-pressure peaks presented in this study reinforces this observation. These considerations may lead to a personalization of clinical practices. They could be used to assess the individual risk of incisional hernia after abdominal surgery. Individual risk assessment could also be considered in surgical planning, for the choice of surgical implants, and postoperative recommendations. In addition, the data obtained can be used as validation data for the abdominal wall numerical models that have been developed in recent years to optimize the development of new implants or surgical procedures.

6. Chapitre 6

Relation entre PIA et déformation *in vivo*

6.1. Avant-propos

Ce chapitre répond au sous-objectif (O2.3) de la thèse portant sur l'étude de la relation entre déformation de la paroi abdominale et PIA chez le volontaire sain. Il contient une analyse qui combine les données de déformation basées sur des explorations par IRM dynamique décrites dans le Chapitre 4 avec les données de PIA mesurées avec la SmartPill™ présentées dans le Chapitre 5. Ces données ont été réalisées sur 20 volontaires sains dans le cadre d'un essai clinique (IDRCB: 2019-A00806-51).

6.2. Introduction

La connaissance des interactions mécaniques entre les variations de pression intra-abdominale (PIA) et les déformations des tissus de la paroi abdominale est essentielle pour améliorer la compréhension des mécanismes menant à l'apparition des hernies primaires et incisionnelles. L'étude de ces interactions permettrait également de déterminer les conditions réelles de chargement de la paroi. Cette compréhension apporte des éléments clés pour la conception et l'évaluation des implants pariétaux utilisés lors des réparations chirurgicales ou pour la validation des modèles numériques d'abdomen (Hernández-Gascón et al. 2013; Todros et al. 2020). Ainsi l'étude biomécanique de la paroi abdominale pourrait participer à la réduction des taux alarmants d'échec des réparations des hernies abdominales pouvant aller jusqu'à 18% à un an et 28% à deux ans selon des études récentes (Gillion et al. 2019).

Les études biomécaniques (voir section 1.3.3) ont principalement porté sur des essais de caractérisation mécanique en traction d'échantillons anatomiques. Les échantillons testés étaient majoritairement des tissus conjonctifs de la paroi abdominale (Rath et al. 1996; Gräβel et al. 2005; Förstemann et al. 2011; Cooney et al. 2016; Levillain et al. 2016; Astruc et al. 2018)

et quelques études ont caractérisé les tissus musculaires (Hernández et al. 2011; Cardoso 2012). Des essais en gonflement ont été réalisés sur parois complètes prélevées (Tran et al. 2014). D'autres études ont étudié la relation entre PIA et déformation de la surface de l'abdomen sur sujets anatomiques entiers (Le Ruyet et al. 2020) et sur volontaires anesthésiés (Song et al. 2006). Les études sur volontaires éveillés ont permis d'établir des valeurs de déformations de la surface de l'abdomen lors de l'étirement, la flexion et la torsion du tronc (Szymczak et al. 2012) ou de la contraction (Todros et al. 2019), mais sans information sur les contraintes appliquées sur la paroi (PIA).

Ces travaux ont permis de quantifier les propriétés hyper-élastiques et anisotropes des différents tissus conjonctifs et musculaires individuellement, d'identifier les éléments structurants essentiels pour la rigidité de la paroi complète et de calculer des modules d'élasticité transverses et longitudinaux de la paroi abdominale complète passive (anesthésiée). Cependant les données *in vivo* sont extrêmement limitées et l'évaluation des propriétés mécaniques des muscles abdominaux durant leur contraction est peu documentée.

Dans ce travail nous avons voulu apporter pour la première fois des informations sur le comportement mécanique de la paroi abdominale chez le volontaire sain *in vivo* durant des exercices complémentaires passifs (sans activation musculaire) et actifs (avec activation musculaire). Cette évaluation est basée sur les moyens de mesure non invasifs que sont l'IRM dynamique et le capteur de pression ingérable SmartPill™. L'évolution de la PIA en fonction des déformations et des déplacements des différents groupes musculaires abdominaux est investiguée dans le plan transversal durant trois exercices régulièrement réalisés lors du diagnostic clinique des pathologies de la paroi abdominale, à savoir l'inspiration forcée, la toux et la manœuvre de Valsalva.

6.3. Matériel et méthodes

L'étude a été approuvée par le comité d'éthique (IDRCB : 2019-A00806-51) et a été menée conformément à la législation nationale sur la recherche interventionnelle et à la déclaration d'Helsinki.

6.3.1. Volontaires

Vingt sujets sains, dont 8 femmes, âgés de 22 à 54 ans ont été inclus après avoir fourni un consentement écrit éclairé. Les critères d'exclusion comprenaient des antécédents de hernie abdominale primaire ou incisionnelle et de pathologies impliquant les fonctions respiratoires ou digestives, ainsi que toute contre-indication à l'IRM et contre-indication à l'ingestion de la SmartPill™ (pathologies et troubles du système digestif, troubles de la déglutition, chirurgie gastro-intestinale datant de moins de trois mois).

6.3.2. Protocole IRM et SmartPill™

La région abdominale des participants a été imagée en position couchée à l'aide d'un IRM 3T (MAGNETOM Verio, Siemens Healthineers, Erlangen, Allemagne). Des images dans le plan transversal ont été réalisées de manière répétée (182 ms entre chaque image) au niveau du disque intervertébral L3-L4. Les paramètres d'acquisition sont détaillés dans la section 4.4.2.

Les sujets ont effectué 3 exercices stéréotypés (respiration guidée, toux et manœuvre de Valsalva) en décubitus dorsal à l'intérieur de l'appareil d'IRM, rythmés précisément par des instructions audio préenregistrées. En guise de séance d'entraînement, ces exercices ont d'abord été réalisés à l'extérieur de la salle d'IRM, sur une table d'examen et sous la supervision d'un examinateur. Les instructions données par l'examineur durant les trois exercices sont détaillées dans la section 4.4.2.

A la suite de l'examen IRM, les sujets ingéraient une capsule SmartPill™, préalablement calibrée en pH avec une solution neutre, en température et en pression selon l'atmosphère ambiante. Cette capsule était appariée avec un récepteur de données. Après l'ingestion et la vérification par l'examineur que la capsule était localisée dans l'estomac (pH < 3), les sujets ont répété les 3 exercices stéréotypés à plusieurs reprises sur une table d'examen et sous la supervision d'un examinateur.

6.3.3. Traitement des données

Un indice de masse musculaire a été calculé pour chaque sujet. Pour cela l'aire occupée par les muscles abdominaux et l'aire totale abdominale (Figure 6.1) a été mesurée sur une image acquise en position de repos (fin d'expiration calme). L'indice de masse musculaire exprimé en pourcents correspond au ratio entre les deux aires détaillées ci-dessus.

La longueur de l'axe médian (Figure 6.1) des muscles latéraux (LM) et des grands droits (RA) a été mesurée sur chaque image IRM durant les phases d'inspiration maximale, de contraction liée à l'effort de toux et de contraction liée à l'effort de Valsalva comme détaillé section 4.4.5. La variation de la longueur de l'axe médian (L) par rapport à la longueur du muscle au repos (L_0) a ensuite été calculée en utilisant la relation $(L - L_0)/L_0$. Cette variation est nommée ici déformation. Pour chaque volontaire, les déformations issues des différentes répétitions des exercices (3 inspirations, 4 toux et 2 Valsalva) ont été moyennées.

Le déplacement radial des LM et RA par rapport à la position des muscles du sujet au repos a également été calculé sur chaque image IRM selon la procédure détaillée section 4.4.6. Le déplacement radial moyen de tous les pixels composants chaque groupe musculaire (LM et RA) a été présenté ici. Un aperçu schématique du déplacement radial est présenté Figure 6.1.

Les données de PIA mesurées par la SmartPill™ durant les phases d'inspiration maximale, de contraction liée à l'effort de toux et de contraction liée à l'effort de Valsalva ont été isolées. La fréquence d'échantillonnage de la SmartPill™ était de 2 Hz (une mesure tous les 0.5 s). Pour chaque volontaire, les données issues des différentes répétitions des exercices d'inspiration et de Valsalva (3 inspirations, 3 Valsalva) ont été moyennées. La durée de la contraction lors de la toux (0.5 ± 0.2 s, voir section 4.5.2) était similaire à la résolution temporelle de la SmartPill™. Par conséquent, 6 répétitions de la toux étaient réalisées par chaque sujet et seule la répétition induisant la variation maximale de PIA a été conservée, afin de se placer dans le cas le plus favorable d'observer le pic maximal de pression (section 5.3.3.3). Les données de PIA ont été normalisées par rapport à la PIA au repos (volontaire en fin d'expiration calme), tel que défini section 5.3.3.3. Les données de PIA ont ensuite été sur-échantillonnées par interpolation linéaire pour être exprimées à la fréquence utilisée lors des acquisitions IRM (5.5 Hz).

Les données d'évolution de la PIA en fonction de la déformation des muscles et en fonction du déplacement radial musculaire ont été calculées pour chaque volontaire. Les courbes moyennes pour l'ensemble des sujets PIA/déformation et PIA/déplacement ont été générées en utilisant la méthode de calcul décrite par Lyons *et al.* (Lyons et al. 2014).

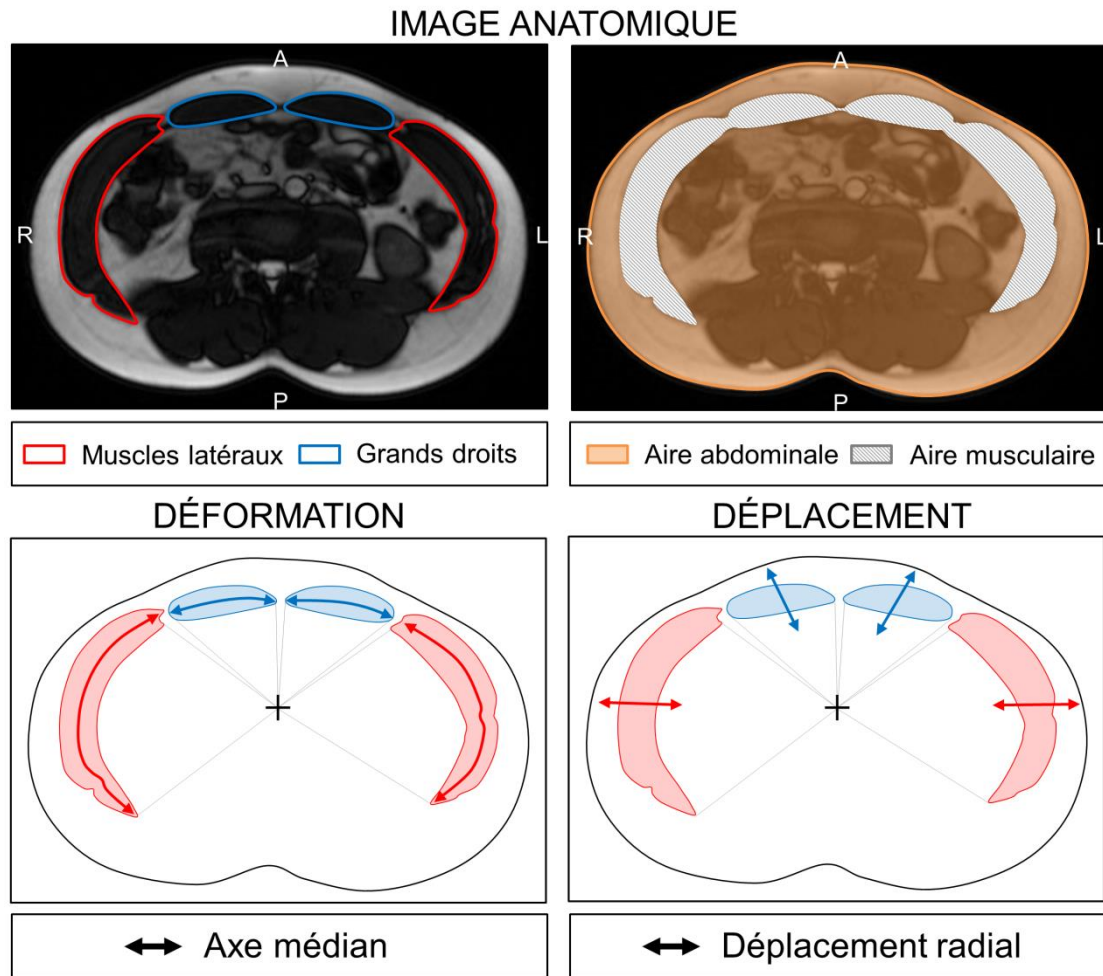


Figure 6.1 : Image anatomique d'IRM dynamique et présentation schématique des différentes métriques mesurées dans cette étude (déformation et déplacement radial)

6.3.4. Analyse statistique

Une analyse statistique a été menée pour étudier les corrélations entre les données de PIA en fin d'exercice avec plusieurs facteurs liés au volontaire. Ces facteurs étaient l'âge, l'indice de masse corporelle (IMC) et l'indice de masse musculaire. La corrélation entre la PIA et chaque facteur a été jugée significative pour $p < 0.05$. Lorsque la corrélation était significative, le coefficient de détermination ajusté R^2 a été calculé.

6.4. Résultats

6.4.1. Données démographiques

L'âge moyen des volontaires était de 30.6 ± 8.7 ans (min = 22, max = 54). L'IMC moyen était de 22.6 ± 2.4 kg/m² (min = 17.5, max = 28.5). Il est rappelé que la corpulence normale est définie par un IMC entre 18.5 et 25 kg/m². L'indice de masse musculaire était de 14.7 ± 3.2 %.

6.4.2. PIA

Les courbes de PIA pour chaque volontaire durant les phases d'inspiration maximale, de contraction liée à l'effort de toux et de contraction liée à l'effort de Valsalva sont présentées Figure 6.2. La PIA maximale mesurée en fin d'inspiration maximale était 12.1 ± 11.1 mmHg, en fin de contraction elle était de 57.8 ± 28.3 mmHg lors de la toux et de 53.7 ± 28.6 mmHg lors de la manœuvre Valsalva. La PIA maximale mesurée en fin d'exercice n'était pas corrélée avec l'âge et l'IMC mais était corrélée avec l'indice de masse musculaire pour l'inspiration ($p = 0.049$, $R^2 = 0.25$) et la manœuvre de Valsalva ($p = 0.005$, $R^2 = 0.48$).

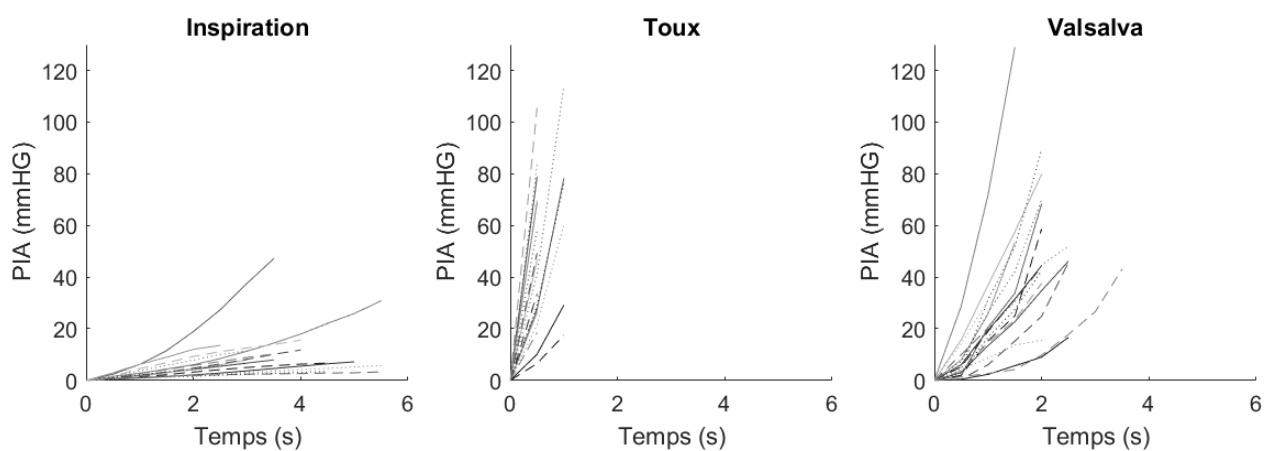


Figure 6.2 : Variations de pression intra-abdominale durant les trois exercices pour les 20 volontaires

Pour quelques volontaires ($n=4$ pour l'inspiration, $n=1$ pour la toux et $n=1$ pour Valsalva), les données de PIA n'étaient pas exploitables soit parce que les courbes n'étaient pas interprétables visuellement (souvent lié à une mauvaise réalisation de l'exercice de la part du sujet) soit parce qu'aucune donnée n'avait été enregistrée durant la phase d'exercice à cause d'un problème lié à la technologie SmartPill™.

6.4.3. Durée des exercices

Sur les données issues de l'IRM, les durées moyennes des exercices d'inspiration, de toux et de Valsalva étaient de 4.4 ± 0.7 s, 0.5 ± 0.2 s et 1.1 ± 0.6 s respectivement pour la cohorte. Sur les mesures SmartPill™ ces durées étaient de 4.1 ± 1.0 s, 0.6 ± 0.2 s et 2.0 ± 0.6 s.

6.4.4. PIA en fonction de la déformation

Les courbes individuelles de PIA en fonction de la déformation des muscles latéraux et droits sont visibles Figure 6.3.

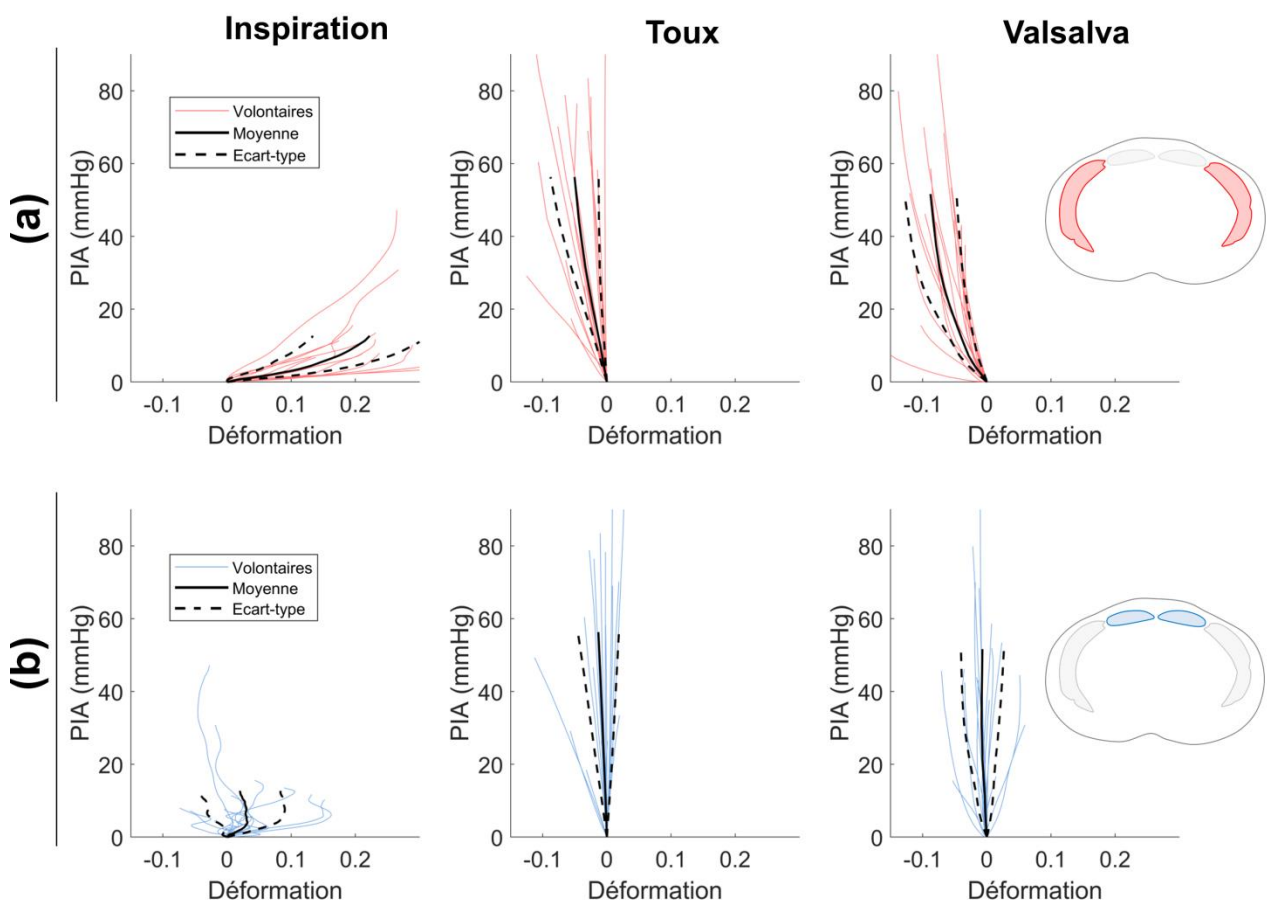


Figure 6.3 : PIA en fonction de la déformation (variation de la ligne médiane) des muscles latéraux (a) et droits (b); le corridor formé par les traits noirs discontinus représente la moyenne \pm un écart-type

Les courbes moyennes, avec écart-type, de la PIA en fonction de la déformation des muscles latéraux et des grands droits sont présentées Figure 6.4 pour les trois exercices.

On a observé une déformation positive (allongement) des muscles latéraux lors de l'inspiration et une déformation négative lors de la toux et de Valsalva, en lien avec la

contraction musculaire. En fin d'exercice, la déformation moyenne des muscles latéraux était de $22.2 \pm 8.9 \%$ lors de l'inspiration forcée, de $-5.0 \pm 3.8 \%$ lors de la toux et de $-8.8 \pm 4.1 \%$ lors de Valsalva.

Durant les trois exercices les muscles grands droits se sont peu déformés en comparaison aux muscles latéraux. En fin d'inspiration forcée on a observé un allongement de $2.0 \pm 6.4 \%$ des grands droits. En fin de contraction la variation de la longueur de l'axe médian des grands droits était de $-1.3 \pm 3.2 \%$ lors de la toux et de $-0.7 \pm 3.3 \%$ lors de Valsalva.

La dispersion des résultats de déformation des muscles latéraux et droits en fin d'inspiration forcée est deux fois plus importante que pour les exercices de contraction.

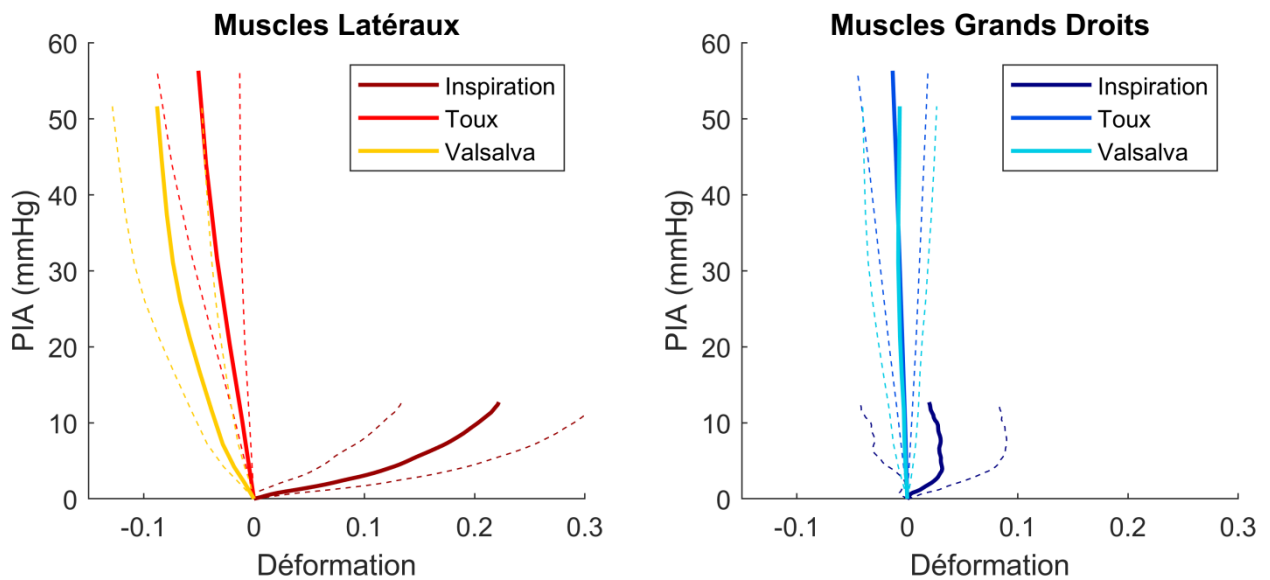


Figure 6.4 : PIA moyenne en fonction de la déformation des muscles latéraux et droits pour les trois exercices

6.4.5. PIA en fonction du déplacement radial

Les courbes individuelles d'évolution de la PIA en fonction du déplacement radial des muscles latéraux et droits sont visibles Figure 6.5.

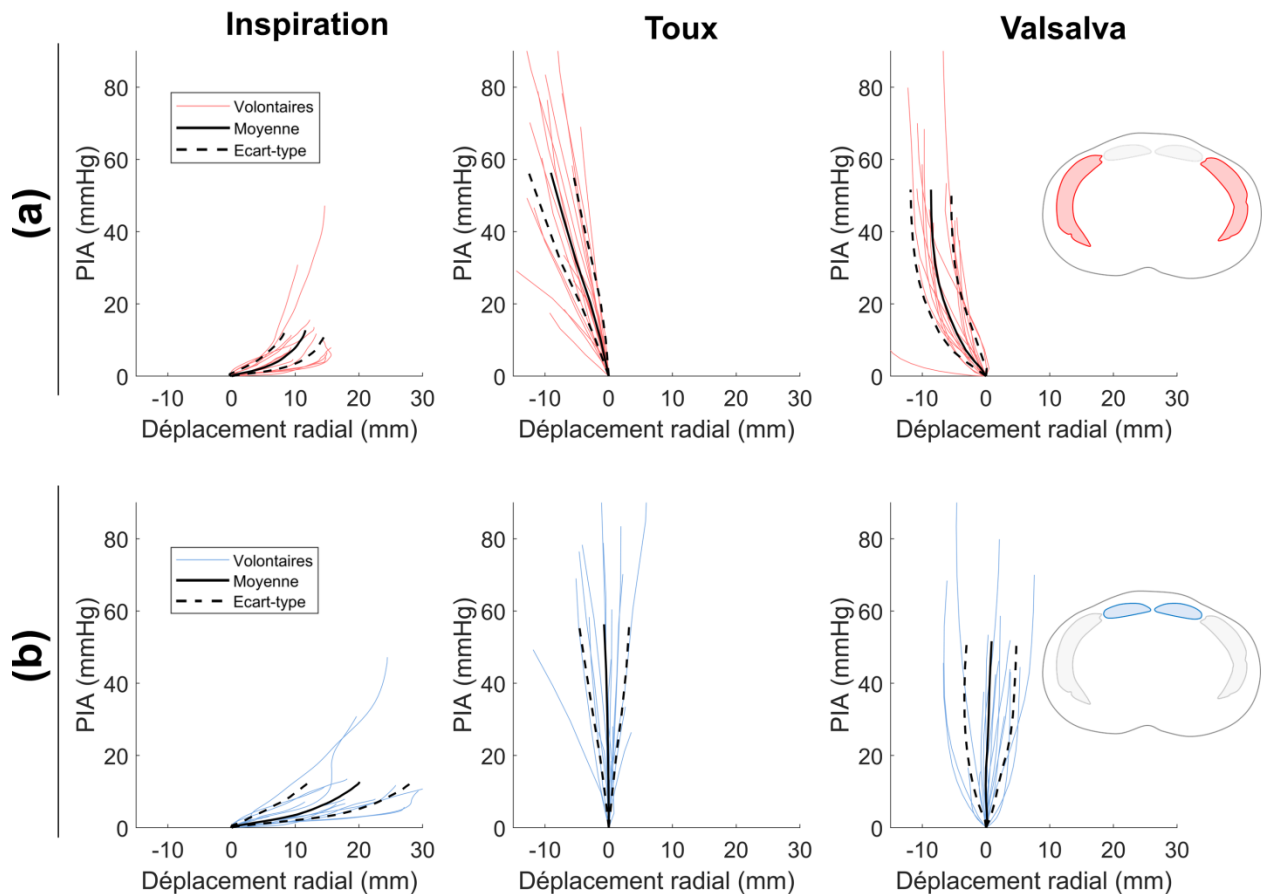


Figure 6.5 : PIA en fonction du déplacement radial des muscles latéraux (a) et droits (b); le corridor formé par les traits noirs discontinus représente la moyenne \pm un écart-type

Les courbes moyennes, avec écart-type, de la PIA en fonction du déplacement radial des muscles latéraux et des grands droits sont présentées Figure 6.6 pour les trois exercices.

Les muscles latéraux ont un déplacement radial négatif lors de la contraction et positif lors de l'inspiration. En fin d'exercice, le déplacement moyen des muscles latéraux était de 11.6 ± 3.2 mm lors de l'inspiration forcée, de -9.1 ± 3.5 mm lors de la toux et de -8.6 ± 3.2 mm lors de Valsalva.

En fin d'inspiration forcée on a observé un large déplacement de 20.9 ± 8.1 mm des grands droits. On remarque que durant les exercices de contraction (toux et Valsalva), les muscles grands droits se sont peu déplacés. En fin de contraction, le déplacement des grands droits était de -0.7 ± 4.0 mm lors de la toux et de 0.9 ± 4.0 mm lors de Valsalva.

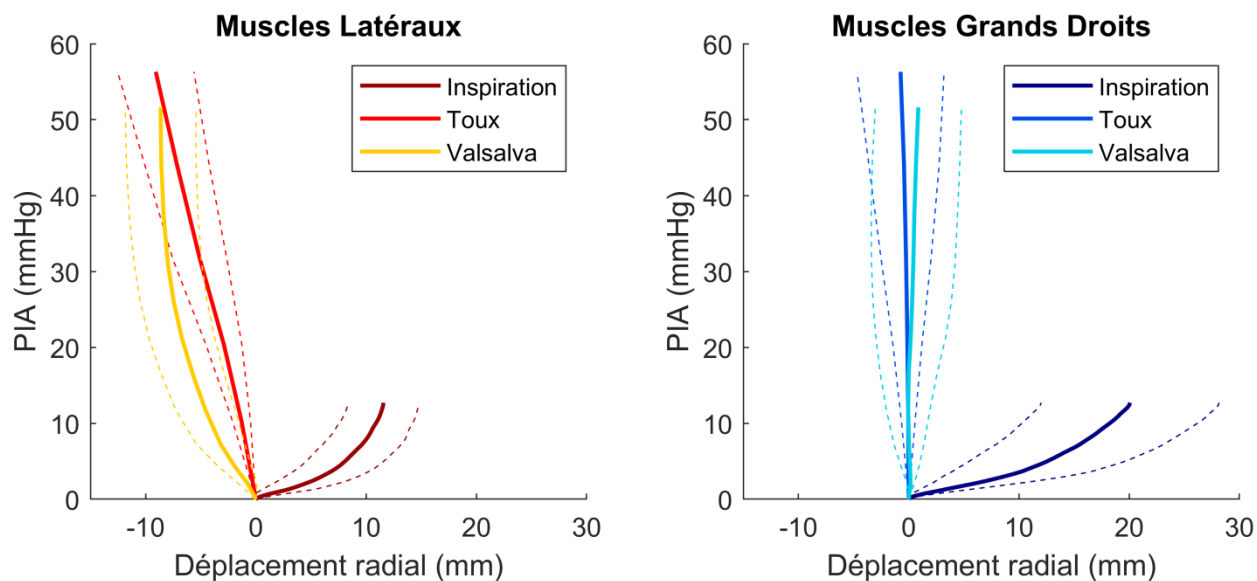


Figure 6.6: PIA moyenne en fonction du déplacement radial des muscles latéraux et droits pour les trois exercices

6.5. Discussion

Dans cette étude, l'IRM dynamique de l'abdomen a été combinée à la mesure de la PIA pour quantifier le comportement mécanique de la paroi abdominale *in vivo* durant trois exercices : la respiration forcée, la toux et la manœuvre de Valsalva. Une quantification de la PIA en fonction de la déformation et du déplacement radial des muscles latéraux et des grands droits dans le plan transversal a été présentée durant des phases passives (inspiration) et actives (toux et Valsalva).

Les phases actives ont engendrées des variations de pression plus importantes que les phases passives. La PIA en fin de toux et de Valsalva était de 57.8 ± 28.3 mmHg et 53.7 ± 28.6 mmHg respectivement contre 12.1 ± 11.1 mmHg pour l'inspiration maximale. Une forte dispersion entre la PIA maximale et le taux de variation de PIA a été observée (Figure 6.2). Cependant pour chaque exercice, l'allure des courbes est globalement similaire pour tous les volontaires. L'analyse statistique a permis d'établir la corrélation positive entre l'indice de masse musculaire et les variations de PIA (pour l'inspiration et Valsalva). Ce résultat permet de conclure qu'une forte masse musculaire engendre des sollicitations mécaniques importantes sur la paroi abdominale. Les valeurs de R^2 (0.25 et 0.48 pour l'inspiration et Valsalva) sont toutefois relativement faibles, ce qui indique que la masse musculaire n'explique pas à elle seule les variations de PIA. D'autres variables sont certainement impliquées. La corrélation entre l'indice de masse musculaire et les variations de PIA n'était pas significative durant la

toux, potentiellement à cause de la difficulté d'enregistrer le pic maximal de pression avec la SmartPill™.

L'analyse de la PIA en fonction de la déformation des muscles permet de tirer plusieurs conclusions concernant l'élasticité des différentes zones de la paroi abdominale. Durant la phase passive (inspiration), il a été observé que les muscles grands droits se sont relativement peu déformés (2.0 ± 6.4 %) par rapport aux muscles latéraux (22.2 ± 8.9 %). Cela pourrait traduire une plus importante raideur de la zone antérieure de la paroi (muscles grands droits et gaines aponévrotiques) par rapport à la zone latérale. Ce résultat est cohérent avec une étude précédente sur sujets anatomiques mesurant la déformation de la surface de la paroi abdominale générée par l'insufflation de la cavité abdominale (Le Ruyet et al. 2020). Dans cette étude, l'élongation des tissus dans le plan transversal était plus marquée sur les parties latérales (muscles latéraux) que sur la zone médiane (muscles grands droits et ligne blanche). La zone médiane ne présentait que de très faibles déformations transverses (≈ 1 % à 40 mmHg). La différence de raideur provient probablement de la plus importante concentration de tissus conjonctifs dans la zone médiane de l'abdomen (gaines antérieures et postérieures des grands droits et ligne blanche), car ces tissus conjonctifs possèdent un module d'élasticité 10 fois plus élevé que les tissus musculaires (Cardoso 2012).

Lors de l'activation musculaire, l'axe médian des muscles latéraux a réduit de longueur ($- 5.0 \pm 3.8$ % lors de la toux et de $- 8.8 \pm 4.1$ % lors de Valsalva) alors que l'axe médian des muscles grands droits a été très peu impacté ($- 1.3 \pm 3.2$ % lors de la toux et de $- 0.7 \pm 3.3$ % lors de Valsalva). Ce résultat pourrait traduire une plus forte activation des muscles latéraux par rapport aux grands droits, ce qui concorderait avec des données mesurées par électromyographie (Brown and Gill). Ce résultat doit toutefois être tempéré car sur les images IRM 2D utilisées dans ce travail, la direction des fibres des muscles latéraux était grossièrement parallèle au plan transversal (fibres obliques vers le bas, obliques vers le haut et horizontales) alors que la direction des fibres des grands droits était perpendiculaire au plan. Cela pourrait expliquer pourquoi il était difficile d'observer la contraction des grands droits (rétrécissement des fibres) sur ces images.

Les courbes de PIA en fonction de la déformation semblent traduire une plus grande raideur des muscles en phase active qu'en phase passive. Cela était particulièrement visible pour les muscles latéraux qui présentaient une raideur nettement plus importante pendant la toux et Valsalva que lors de l'inspiration. Ce résultat était cohérent avec des mesures de raideur

locale issues d'essais sur volontaires sains réalisées par élastographie de surface sur paroi abdominale passive (0.49 ± 0.13 N/mm) et active (2.36 ± 1.45 N/mm) (Tran et al. 2016).

La raideur des muscles latéraux était plus importante durant la toux que durant la manœuvre de Valsalva (Figure 6.3). Pour une pression de 52 mmHg, la déformation des muscles latéraux est de -4.8 ± 4.0 % lors de la toux et de -8.8 ± 4.1 % lors de Valsalva. Nous savons que la principale différence entre ces deux exercices est la vitesse de contraction qui est deux fois supérieure durant la toux (voir section 4.5.5). Par conséquent, le caractère viscoélastique (augmentation de la rigidité avec la vitesse de sollicitation) des tissus musculaires pourrait être à l'origine de cette observation.

L'évolution de la PIA en fonction du déplacement radial a aussi apporté des informations intéressantes. Des données issues de la littérature sur sujets anesthésiés et cadavres ont mesuré la déflexion (déplacement antérieur) de la zone médiane de l'abdomen lors de l'insufflation de la cavité abdominale (Song et al. 2006; Le Ruyet et al. 2020). La déflexion pourrait être assimilée au déplacement radial des muscles grands droits mesuré dans notre étude. Sur la Figure 6.7 sont comparées les données mesurées sur sujets sains dans ce travail avec les données issues des deux études précédentes.

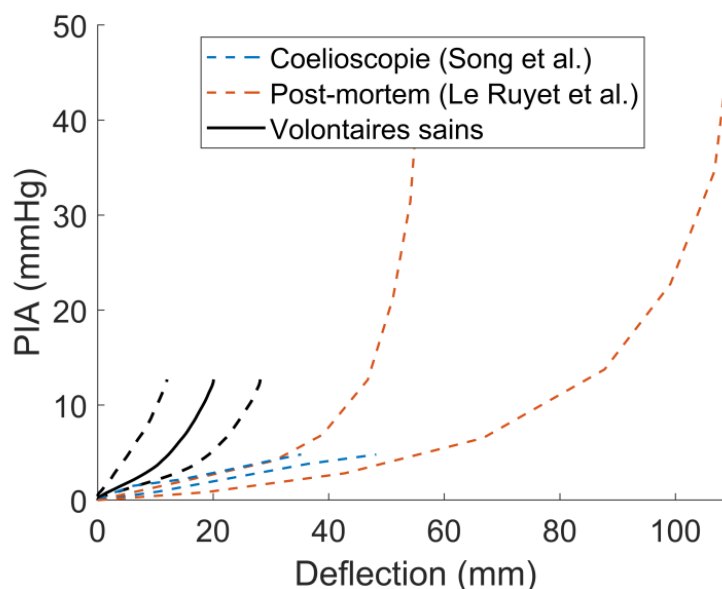


Figure 6.7: PIA en fonction de la déflexion de la zone médiane de l'abdomen

On remarque une allure similaire des courbes démontrant un raidissement avec l'augmentation de la déflexion. Par ailleurs on observe que la déflexion mesurée dans ce travail est nettement inférieure aux valeurs issues de la littérature pour une pression donnée.

Cette observation traduit une raideur plus importante de la paroi abdominale en conditions physiologiques en comparaison avec la paroi anesthésiée ou *ex vivo*. Ceci pourrait être expliqué par le fait que la paroi abdominale n'est pas complètement relâchée chez le volontaire éveillé. Evidemment les conditions expérimentales diffèrent fortement. En conditions physiologiques, il est plus difficile de contrôler précisément les conditions aux limites lors de la réalisation de l'exercice (mouvement de la cage thoracique, relaxation du sujet).

Ce travail comporte certaines limites. Compte-tenu de la non-compatibilité de la capsule ingérable avec l'exploration IRM, les mesures de déformation et de PIA n'ont pas pu être réalisées simultanément. Les mesures ont été réalisées à un intervalle de moins d'une heure respectivement dans l'IRM et sur une table d'examen hors de l'IRM. Pour limiter au maximum l'erreur de répétabilité chez un sujet, les exercices étaient répétés au préalable sous le contrôle d'un examinateur, donnant des indications précises sur la réalisation de l'exercice. Ces mêmes indications étaient données également durant les explorations IRM et SmartPill™. De plus, plusieurs répétitions de chaque exercice étaient réalisées et les données présentées dans ce travail sont les données moyennes de toutes les répétitions. La bonne correspondance des durées des exercices relevées durant les explorations IRM et SmartPill™ présentée section 6.4.3 était un indicateur encourageant pour la combinaison des données issues de ces deux explorations. Egalement il a été rapporté dans nos travaux précédents (sections 4.5.5 et 5.3.4.2) que les trois exercices présentaient une bonne répétabilité en termes de déplacement radial (en moyenne ± 0.9 mm pour les muscles latéraux et ± 1.5 mm pour les muscles droits) et de PIA (± 3.2 mmHg) ce qui confirme la fiabilité de nos résultats.

Une autre limitation est liée à la technologie SmartPill™ qui ne permet qu'une acquisition à 2Hz. Cette fréquence est trop basse pour pouvoir décrire précisément les variations de PIA durant la toux notamment. En moyenne deux points sont enregistrés lors de la montée en pression liée à la toux. Par conséquent il est difficile de caractériser la non-linéarité de la réponse liée à la toux, ainsi que les valeurs maximales de pression que cet exercice engendre.

Ce protocole de caractérisation des propriétés mécaniques *in vivo* a permis d'apporter des informations essentielles pour la compréhension de la physiologie de la paroi abdominale en conditions passives et actives. Ces informations pourraient bénéficier au développement et à l'évaluation d'implants pariétaux bio-fidèles, adaptés aux sollicitations mécaniques rapportées ici. Nos résultats pourraient également permettre la validation de modèles numériques de paroi abdominale. La méthodologie, basée sur des moyens non-invasifs,

pourrait être un outil clinique pour l'évaluation de la qualité des tissus et des muscles abdominaux des patients souffrant de pathologies de la paroi abdominale (hernies).

7. Chapitre 7

Ceinture de maintien abdominal instrumentée

7.1. Avant-propos

Le présent chapitre répond à l'objectif de la thèse visant au développement d'un outil non-invasif d'évaluation des déformations de la paroi abdominale pour l'aide au diagnostic et la prédiction du risque de hernie incisionnelle (O4). Ce chapitre présente le contexte du projet, les enjeux cliniques, les travaux de développement ayant conduit à la conception d'un prototype fonctionnel et au dépôt d'un brevet ainsi que les premiers essais de validation du dispositif pour l'évaluation de la PIA sur modèle porcin.

7.2. Contexte et enjeux cliniques

Comme détaillé dans le premier chapitre de ce manuscrit, toute intervention de chirurgie digestive nécessite l'ouverture, puis, la fermeture de la paroi abdominale afin de pouvoir accéder aux organes internes. Ces actes de chirurgie sont très fréquents et peuvent générer des complications telles que des éventrations. Une éventration entraîne une gêne, des douleurs et, souvent une incapacité partielle ou totale de poursuivre une vie professionnelle ou personnelle normale. La complication la plus grave et la plus redoutée de l'éventration est l'étranglement qui correspond à une occlusion et peut mettre en jeu le pronostic vital.

La prévention des éventrations revêt donc une importance primordiale. Les recommandations durant la phase de convalescence post-opératoire sont notamment de limiter l'activité sportive et professionnelle et de porter une ceinture abdominale de maintien. Le port d'une telle ceinture est recommandé par une large majorité des médecins. A l'heure actuelle, il n'existe aucun moyen ou dispositif permettant d'anticiper le risque

d'éventration. Ce n'est qu'une fois que l'éventration est survenue, que le chirurgien, par son examen clinique, constate la rupture de la paroi musculaire.

L'objectif final visé dans ce chapitre est de développer, grâce à une approche interdisciplinaire, un dispositif non-invasif permettant d'évaluer les propriétés de la paroi abdominale du patient par une analyse de la souplesse des tissus lors d'exercices standardisés. Ce dispositif pourrait permettre d'adapter la prise en charge chirurgicale du patient en fonction de ses caractéristiques propres et d'anticiper un éventuel risque d'éventration post-opératoire. Ce dispositif prendrait la forme d'une ceinture abdominale de maintien instrumentée de capteurs de déformation. Elle pourrait être utilisée lors du diagnostic par le clinicien et pourrait également être portée par le patient durant la phase de convalescence post-opératoire de la même manière qu'une ceinture abdominale classique pour contrôler la cicatrisation des tissus.

D'autres applications sont envisagées pour cette ceinture. Plusieurs études ont prouvé une corrélation entre la PIA et la tension de la paroi (Ramshorst et al. 2008; van Ramshorst et al. 2011; Chen et al. 2015). Par conséquent, un dispositif permettant la mesure de cette tension pourrait permettre le dépistage des hyperpressions intra-abdominales qui, en post-opératoire, sont des situations à risque pour la cicatrisation des tissus et en réanimation peuvent être le signe de complications sévères.

7.3. Développements techniques

Cette section détaille les différents développements techniques ayant conduit à la conception d'un prototype fonctionnel de ceinture instrumentée. Le prototype est constitué de quatre éléments principaux qui sont présentés Figure 7.1. Les développements ayant mené au choix de chacun des organes vont être présentés.

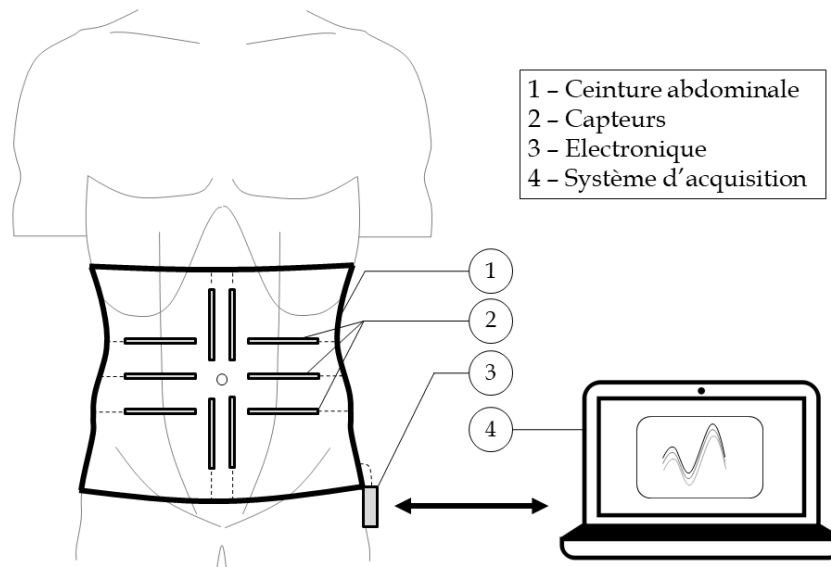


Figure 7.1 : Eléments principaux du prototype de ceinture abdominale instrumentée

7.3.1. Ceinture abdominale

Une ceinture abdominale de maintien de modèle Easybelt fabriquée par l'entreprise Cerecare a été choisie pour être le support des capteurs. Cette ceinture en tissu élastique (65 % polyamide - 25 % polyester - 10 % élasthanne) présente l'avantage d'être très souple, ce qui lui permet de se maintenir au plus près de la peau sans faire de plis lorsqu'elle est portée et d'avoir une influence limitée sur les déformations physiologiques de la paroi abdominale. Sa fermeture est réalisée par une bande auto-agrippante. La ceinture est également disponible en plusieurs hauteurs et longueurs différentes et donc adaptable à toutes les morphologies.

Quelques améliorations ont été apportées sur la ceinture. Des bandes velcro verticales ont été réparties régulièrement sur la face intérieure de la ceinture couvrant la paroi abdominale (Figure 7.2). Ces bandes velcro sur lesquelles viennent se fixer les capteurs permettent de modifier simplement leur positionnement en fonction des morphologies. Des repères de couleur cousus sur la face externe de la ceinture permettent de maîtriser le positionnement de la ceinture par rapport à la ligne médiane de l'abdomen et à l'ombilic. Enfin une petite poche a été cousue sur le côté pour contenir la batterie et l'électronique permettant de faire fonctionner les capteurs sans gêner le sujet.

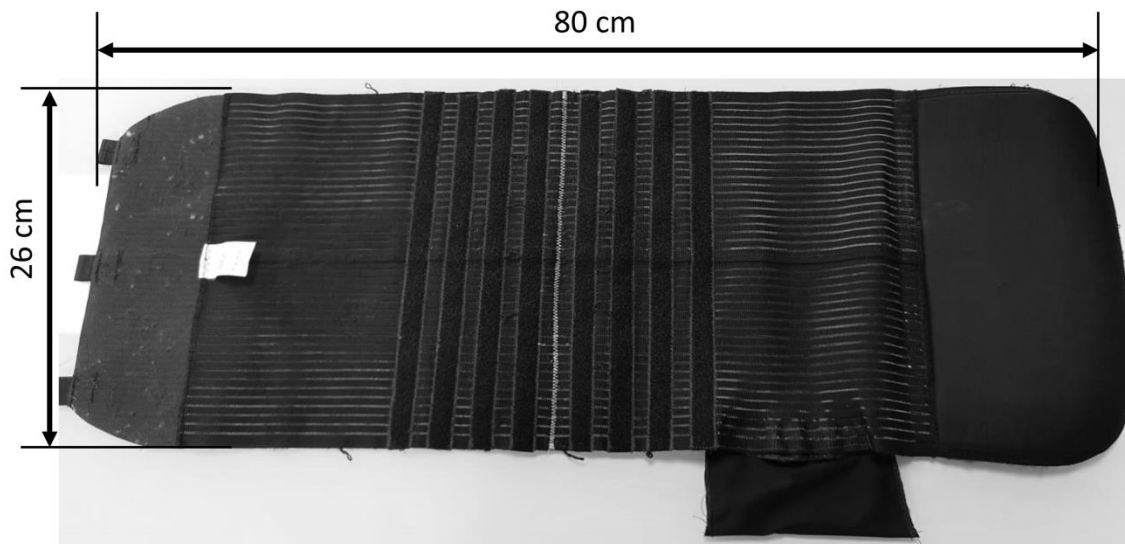


Figure 7.2 : Face interne de la ceinture avec bandes velcro cousues, poche pour électronique et repère de ligne médiane (en blanc)

7.3.2. Capteurs

7.3.2.1. Sélection des capteurs

Le verrou technique principal du développement de la ceinture instrumentée a été de sélectionner des capteurs suffisamment sensibles pour permettre de discriminer les déformations de la surface de l'abdomen résultants de différents exercices standardisés (respiration forcée, toux, Valsalva). Pour cela plusieurs modèles et technologies de capteurs d'effort et de déformation ont été testées. La majorité des capteurs testés étaient inadaptés pour notre application. Les principales raisons étaient un manque de sensibilité ou un encombrement trop important. Un récapitulatif des différents capteurs testés est présenté en Annexe 2.

Finalement le choix s'est porté sur les capteurs « Resistive flex sensor » du fabricant Spectra Symbol. Ces capteurs de type FSR (Force Sensitive Resistor) présentent une résistance variable selon la force appliquée sur la face sensible et l'angle de pliage. Leur zone sensible de 55.4 mm en forme de languette (Figure 7.3) est sensible aux variations du rayon de courbure de l'abdomen lors des exercices. Les caractéristiques techniques de ces capteurs sont les suivantes : résistance du capteur à plat : 10 KOhms, résistance du capteur plié : minimum deux fois la résistance « à plat » lorsque plié à 180°, tolérance $\pm 30\%$. Un essai de calibration du capteur est présenté en Annexe 3.



Figure 7.3 : Resistive flex sensor utilisé pour la mesure des déformations de la surface de l'abdomen

Lors des essais préliminaires, il est apparu judicieux de standardiser la tension initiale de serrage de la ceinture. Cela permet de se placer dans des conditions similaires d'expérimentation lors des essais sur différents sujets.

Dans ce but, un autre type de capteurs a été choisi. Les capteurs qui se sont révélés les plus appropriés sont les capteurs de force « FSR03 » du fabricant Interlink Electronics. Ces capteurs sont collés sur un support rigide et glissés sous la ceinture face sensible contre la peau (Figure 7.4). Les caractéristiques techniques de ces capteurs sont les suivantes : plage de mesure de 0.2 N à 20 N, répétabilité de la mesure de force d'un capteur de $\pm 2\%$ et répétabilité inter-capteurs de $\pm 6\%$, résistance du capteur non activé supérieure à 10MOhms.

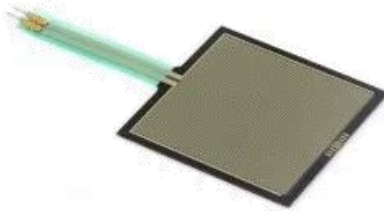


Figure 7.4 : Capteurs de force FSR03 38mm Square x38mm pour l'évaluation de la tension de la ceinture abdominale

7.3.2.2. Positionnement des capteurs de déformation

Le choix du positionnement des capteurs de déformations sur la ceinture revêt une importance primordiale pour refléter correctement les déformations des éléments profonds de la paroi abdominale. Un aperçu des capteurs sur la ceinture montrant la facilité de leur positionnement est présenté Figure 7.5.



Figure 7.5 : Capteurs de déformation repositionnables placés sur des bandes de velcro cousues sur la ceinture abdominale (noire)

Au cours des tests préliminaires plusieurs positionnements des capteurs de déformations ont été testés. Un maillage relativement serré composé de 13 capteurs répartis sur les structures musculaires (latéraux et grands droits) et sur la ligne blanche a été établi. Ce maillage est présenté Figure 7.6. Les capteurs ont été positionnés verticalement et horizontalement afin de mesurer les déformations de la paroi abdominale dans les directions longitudinales et transverses respectivement.

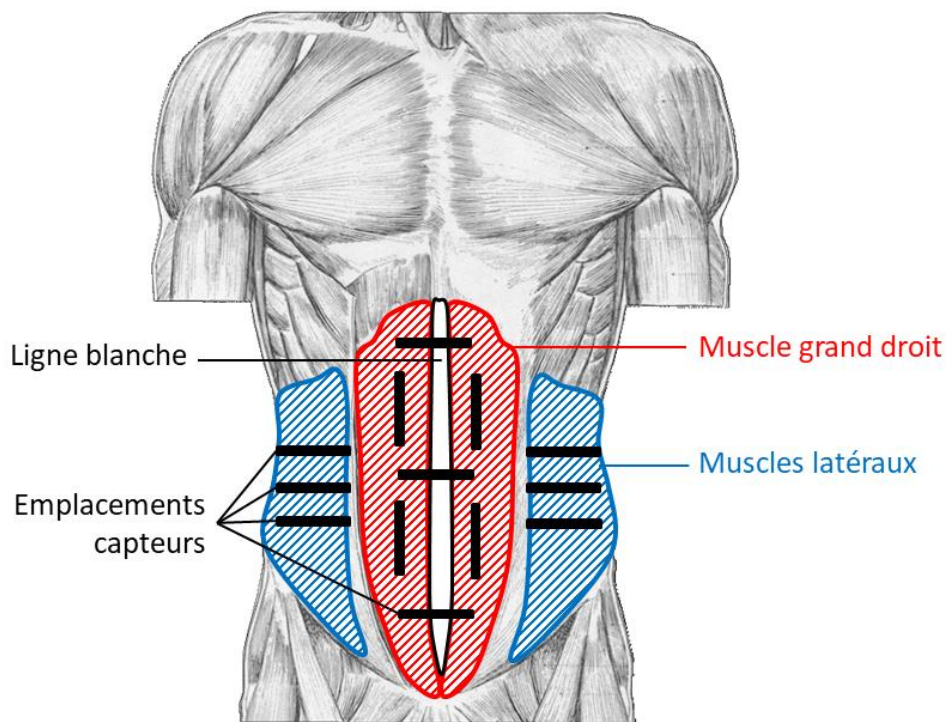


Figure 7.6 : Emplacement et orientation des capteurs de déformation

7.3.2.3. Positionnement des capteurs de tension de serrage de la ceinture

La maîtrise de la tension de serrage est essentielle pour réaliser un serrage reproductible et similaire entre les différents sujets qui seraient amenés à utiliser la ceinture. Pour évaluer la reproductibilité de la mesure de tension de serrage et notre capacité à reproduire le même serrage plusieurs fois, une étude a été réalisée. Pour cela quatre capteurs de tension de serrage ont été disposés sur différents emplacements des structures du cadre osseux de la paroi abdominale d'un volontaire. Ces emplacements sont nommés C1, C2, C3 et C4. Deux capteurs de tension (C1 et C2) ont été disposés sous la partie haute de la ceinture au niveau des côtes. Les deux autres capteurs (C3 et C4) ont été placés entre la ceinture et les crêtes iliaques. L'emplacement des capteurs est visible Figure 7.7.

La ceinture abdominale de maintien a été placée à six reprises successivement sur l'abdomen du volontaire. L'examineur plaçant la ceinture a veillé à venir appliquer le même serrage à chaque fois à l'aide de repères placés sur la bande auto-agrippante de fermeture. A chaque mise en place de la ceinture, le volontaire qui se trouvait debout devait relâcher son abdomen et maintenir quelques secondes une position dite de « repos » en fin d'expiration calme. A cet instant, le signal de chaque capteur était relevé. Les résultats de cet essai sont présentés Table 7.1.

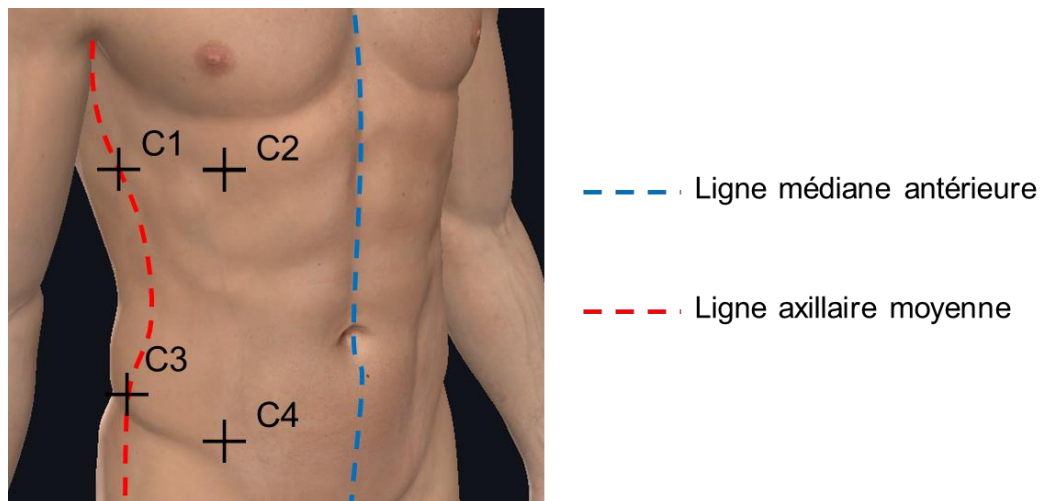


Figure 7.7 : Positionnement des capteurs de tension de serrage)

Table 7.1 : Relevé successifs des quatre capteurs de tension (C1-C4)

Relevé (mV)	Capteur C1	Capteur C2	Capteur C3	Capteur C4
Test 1	586	424	393	318
Test 2	593	346	355	317
Test 3	594	340	332	314
Test 4	580	153	360	322
Test 5	586	264	327	302
Test 6	555	310	309	308
Moyenne (mV)	582 ± 14	306 ± 92	346 ± 30	313 ± 7
Coeff. de variation (%)	2.5	30	8.6	2.3

Les positionnements C1 et C4 ont été choisis comme emplacements de référence car ils présentaient les plus faibles coefficients de variation (respectivement 2.3 % et 2.5 %) et, par conséquent, semblaient être les emplacements les plus fiables pour maîtriser le serrage de la ceinture. Le choix a été fait de disposer deux capteurs supplémentaires pour permettre de maîtriser les tensions de la partie haute et basse de la ceinture qui sont susceptibles de varier légèrement en fonction du placement de la ceinture. En pratique, ces deux capteurs ont été utilisés pour valider le serrage de la ceinture mais pas pour mesurer les déformations.

7.3.3. Electronique : alimentation et acquisition

L'alimentation des capteurs est réalisée par un module DFRobot Bluno constitué d'une carte 2560 compatible Arduino Mega et d'un module Bluetooth Low Energy 4.0 (BLE) (Figure 7.8). Ce module est basé sur un microcontrôleur ATmega2560 et un CC2540 BT et permet une

programmation sans fil via le BLE. Ses dimensions sont : 108x54 mm². Il permet une transmission Bluetooth limitée à 70 m en espace ouvert. Il dispose de 16 entrées analogiques permettant d'acquérir les signaux d'un nombre équivalent de capteurs.

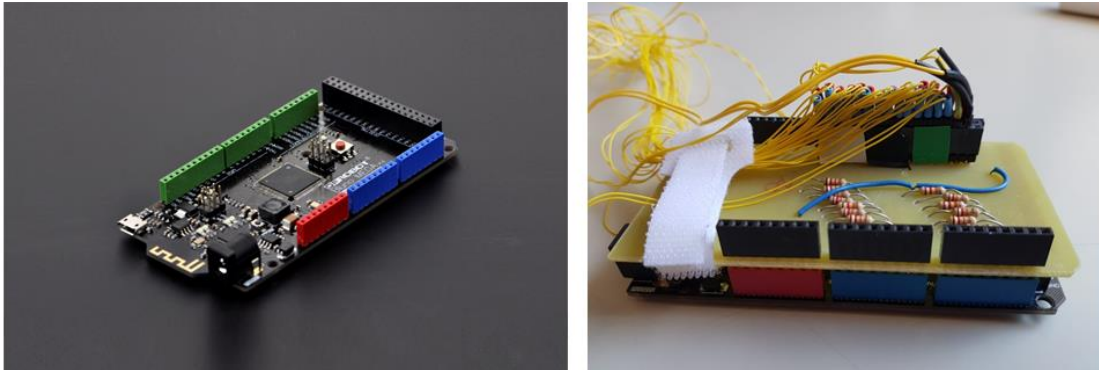


Figure 7.8 : Module Bluno Mega à gauche et montage du module sur un circuit imprimé à droite

Le module est monté sur un circuit imprimé réalisé par notre équipe. Il est alimenté par une batterie externe (Figure 7.8). L'acquisition des signaux est réalisée à distance via Bluetooth sur un ordinateur portable avec une interface dédiée développée sur Matlab.

7.3.4. Prototype fonctionnel

A partir des développements précédents, un prototype fonctionnel de ceinture instrumentée a été développé. Ce prototype dispose de 13 capteurs de déformation répartis sur les structures musculaires et aponévrotiques de la paroi abdominale. Une photo de ce prototype est visible Figure 7.9.

7.3.5. Protection industrielle

Le prototype de ceinture instrumentée a fait l'objet d'un dépôt de brevet européen le 20 novembre 2020 (n° 20306418.3). L'intitulé de la demande est : "a device for determining the abdominal wall dynamic biomechanical behavior and a method making use of such a device". Les inventeurs sont : Thierry Bege (Assistance Publique - Hôpitaux de Marseille), Julien Pagazani (Université Gustave Eiffel), Gaëlle Lissorgues (Université Gustave Eiffel), Arthur Jourdan (Université Gustave Eiffel), Catherine Masson (Université Gustave Eiffel) et David Bendahan (Centre National de la Recherche Scientifique).

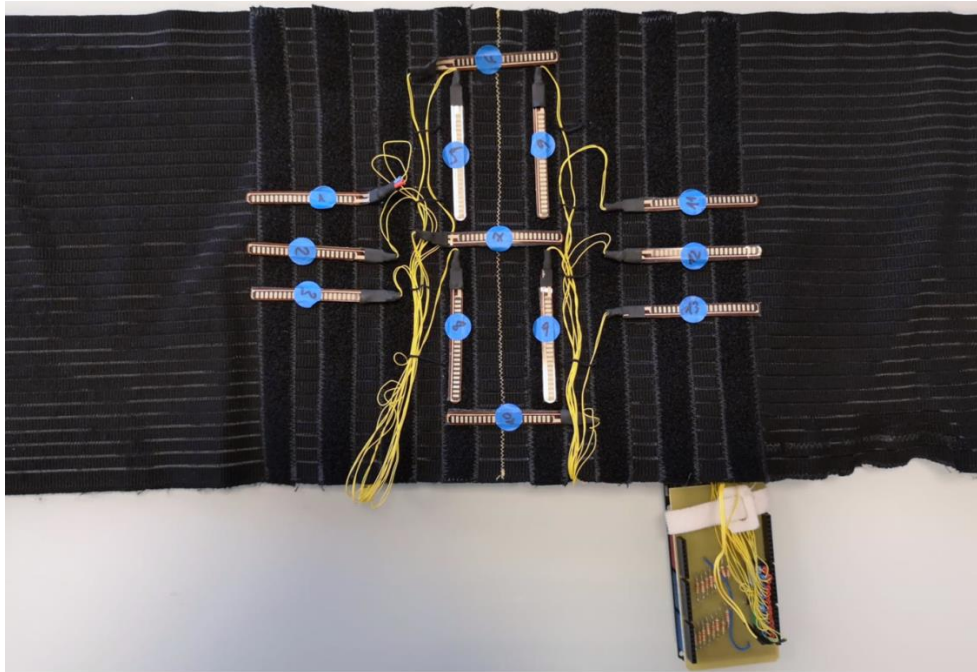


Figure 7.9 : Prototype de ceinture instrumentée équipée de 13 capteurs de déformation

7.4. Evaluation du dispositif sur modèle porcin

Un essai d'évaluation de la ceinture instrumentée comme moyen d'évaluation des variations de PIA a été réalisé sur deux porcs anesthésiés. Le protocole présenté dans la prochaine section a été approuvé par le comité d'éthique animale référent (APAFIS #28496). Les règles d'éthique animale ont été respectées, notamment par l'application de la règle des 3R (Wells 2011). L'étude a été réalisée au sein d'un bloc opératoire expérimental habilité pour l'expérimentation animale (Centre d'Etude et de Recherche en Chirurgie (CERC), situé à Aix-Marseille Université).

7.4.1. Matériel et méthodes

Deux porcs nourrains femelles (d'un poids moyen de 35 kg et âgés de 3 mois minimum) ont été pré-anesthésiés avec du chlorhydrate de kétamine (10 à 15 mg/kg) et de l'azapérone (0.1mg/kg). L'anesthésie en continu a été réalisée via une seringue électrique avec du propofol (0.5 à 0.8 mg/kg/h) et du sufentanil (6 à 10 μ g/kg/h) en guise d'analgésiant. Les animaux étaient placés en décubitus dorsal sur une table de chirurgie à usage vétérinaire. Une voie veineuse a été mise en place sur la veine auriculaire et une intubation orotrachéale a été réalisée. Les animaux étaient ventilés mécaniquement et les paramètres hémodynamiques (rythme cardiaque et SaO₂) étaient monitorés en continu.

Une coelioscopie « ouverte » a été réalisée au niveau de l'aîne afin de permettre le positionnement d'un trocart de laparoscopie (trocart à ballonnet Applied medical 10mm). Le trocart a été relié à un insufflateur de coelioscopie à CO₂ (Aesculap) permettant de faire varier la pression dans l'abdomen de façon contrôlée de 0 à 15 mmHg (pression maximale permise par la colonne de coelioscopie).

Par ce trocart était également placé à l'intérieur du péritoine un capteur de pression pour la mesure de référence de la PIA. Ce capteur de pression filaire miniature (Catheter pressure transducer MPR 500 Millar) était connecté à un boîtier d'acquisition Slice Nano (DTS à 18 voies) permettant l'enregistrement à une fréquence de 20 Hz. Il était au préalable calibré par rapport à la pression ambiante dans le bloc opératoire.

La ceinture abdominale instrumentée de 6 capteurs Flex Sensor (configuration provisoire) a été disposée autour de l'abdomen des animaux. La ceinture était alimentée par voie filaire par un PC et la fréquence d'échantillonnage était de 20 Hz. Un schéma de l'expérimentation et la nomenclature de chaque capteur ainsi que son orientation est présenté Figure 7.10.

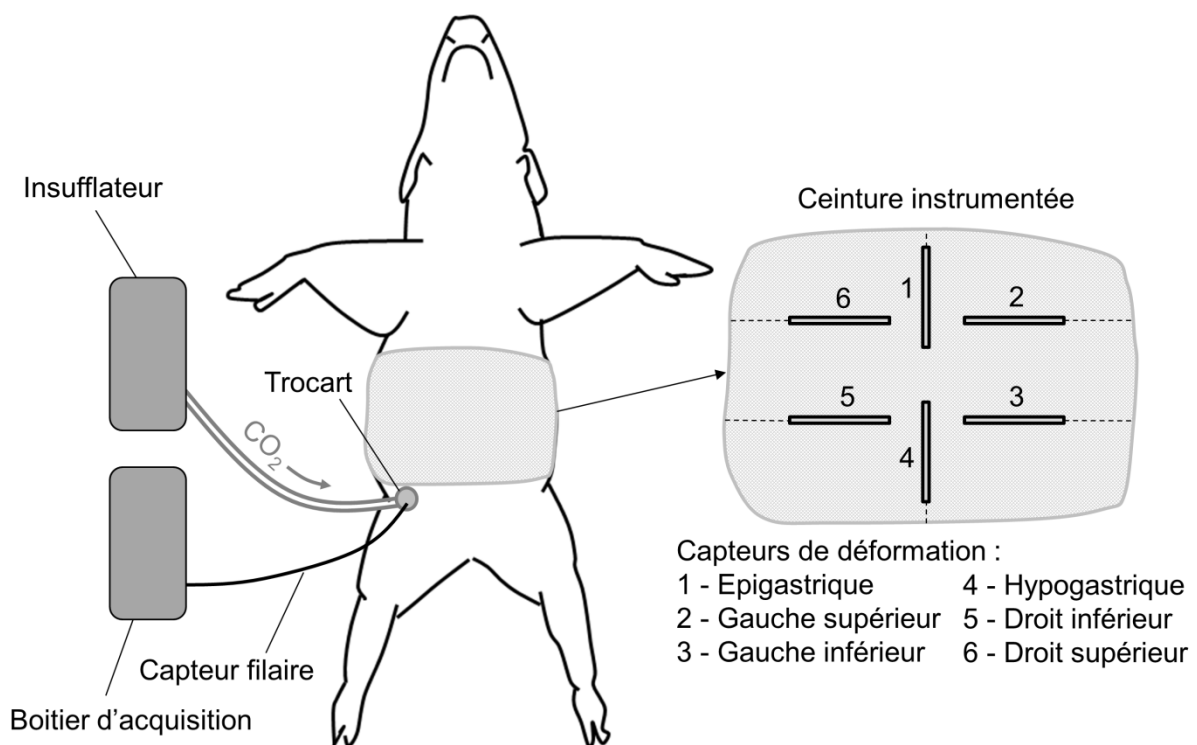


Figure 7.10 : Schéma du protocole expérimental et nomenclature des capteurs de déformation; les capteurs épigastrique et hypogastrique sont orientés longitudinalement; les autres capteurs sont orientés transversalement.

Durant l'essai, les étapes suivantes se sont succédées : une période de stabilisation sans insufflation (ou période de repos) durant 5 minutes ; une phase d'augmentation de la pression par paliers de 6, 12 et 15 mmHg, réalisée grâce à l'insufflation de CO₂ dans la cavité intrapéritonéale avec une période de stabilisation de 2 minutes à chaque palier ; une phase de diminution de la pression par paliers de 12, 6 et 0 mmHg avec une période de stabilisation de 2 minutes à chaque palier ; des pressions manuelles appliquées sur l'abdomen de l'animal ; une phase de ventilation mécanique avec un respirateur artificiel durant une minute ; une phase d'augmentation de la pression de 0 à 15 mmHg sans palier suivie d'une phase de diminution de 15 à 0 mmHg. Cette dernière étape était répétée deux fois.

La corrélation entre la PIA mesurée par le capteur filaire et le signal mesuré par les capteurs de déformations de la ceinture a été évaluée à l'aide du coefficient de corrélation linéaire de Pearson (r) pour chaque animal. La méthode graphique de Bland-Altman a été utilisée pour déterminer les limites d'agrément entre les différentes mesures (± 1.96 écart-type des différences entre les mesures).

7.4.2. Résultats

7.4.2.1. Pression intra-abdominale

Un aperçu de l'évolution de la PIA mesurée par le capteur filaire sur les cochons 1 et 2 est visible Figure 7.11. Les différentes phases de l'expérimentation (paliers, pressions manuelles etc.) sont détaillées sur la figure.

Le cochon 1 a une PIA de 4.5 ± 0.5 mmHg en moyenne durant la phase de stabilisation. La PIA du cochon 2 durant la même phase est de -2.2 ± 1.0 mmHg. On observe également des oscillations de la pression provenant potentiellement de l'auto régulation en pression de la colonne de coelioscopie pour compenser les fuites d'air par le trocart. Pour le cochon 2 on remarque des pics lors de la phase de stabilisation. Ces pics sont potentiellement liés au contact ponctuel du capteur contre la paroi intra-abdominale ou contre les viscères.

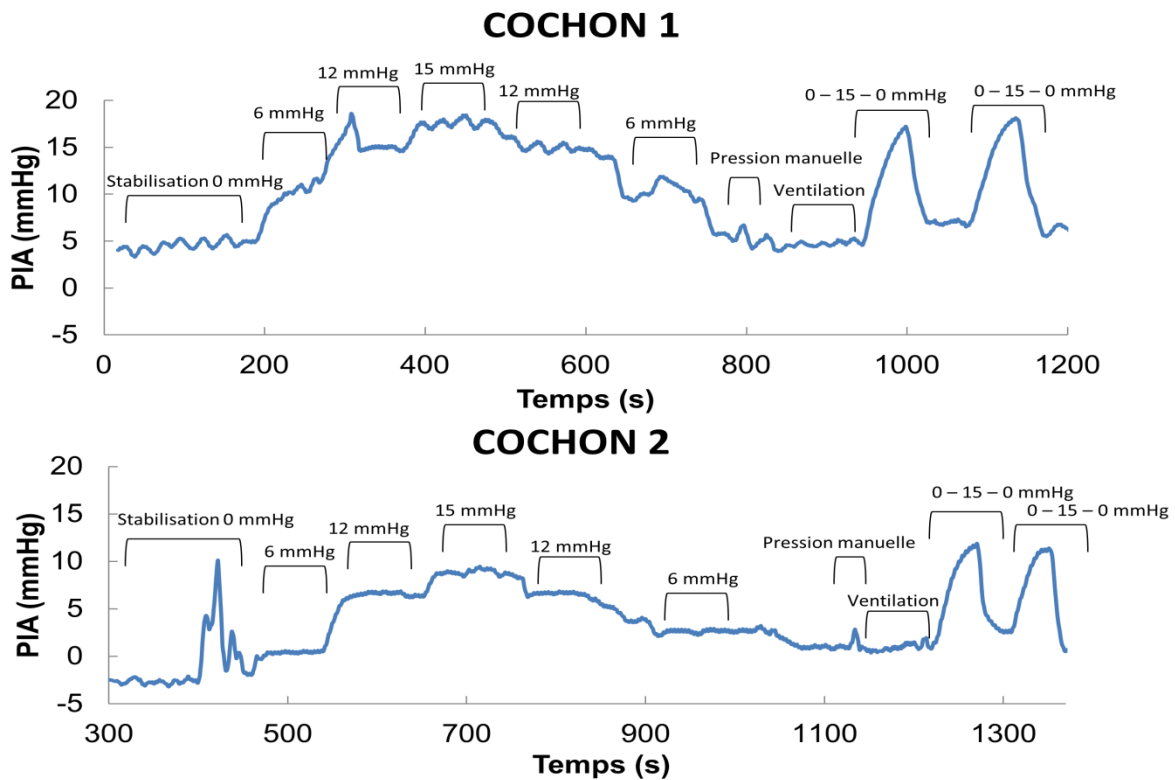


Figure 7.11 : Evolution de la PIA lors de l'essai sur modèle animal (Cochon 1)

7.4.2.2. Capteurs de déformation

Les signaux mesurés durant les essais par les six capteurs de la ceinture sont présentés Figure 7.12. Les différentes phases de l'expérimentation (paliers, pressions manuelles etc.) sont détaillées sur la figure.

Il a été observé que la réponse des capteurs de déformation en fonction de leur localisation sur la surface de l'abdomen est variable. Pour le cochon 1 par exemple, le capteur gauche inférieur présentait des variations d'environ 15 mV entre la phase de stabilisation et le palier 15 mmHg alors que le capteur gauche supérieur ne présentait aucune variation marquée entre ces deux instants.

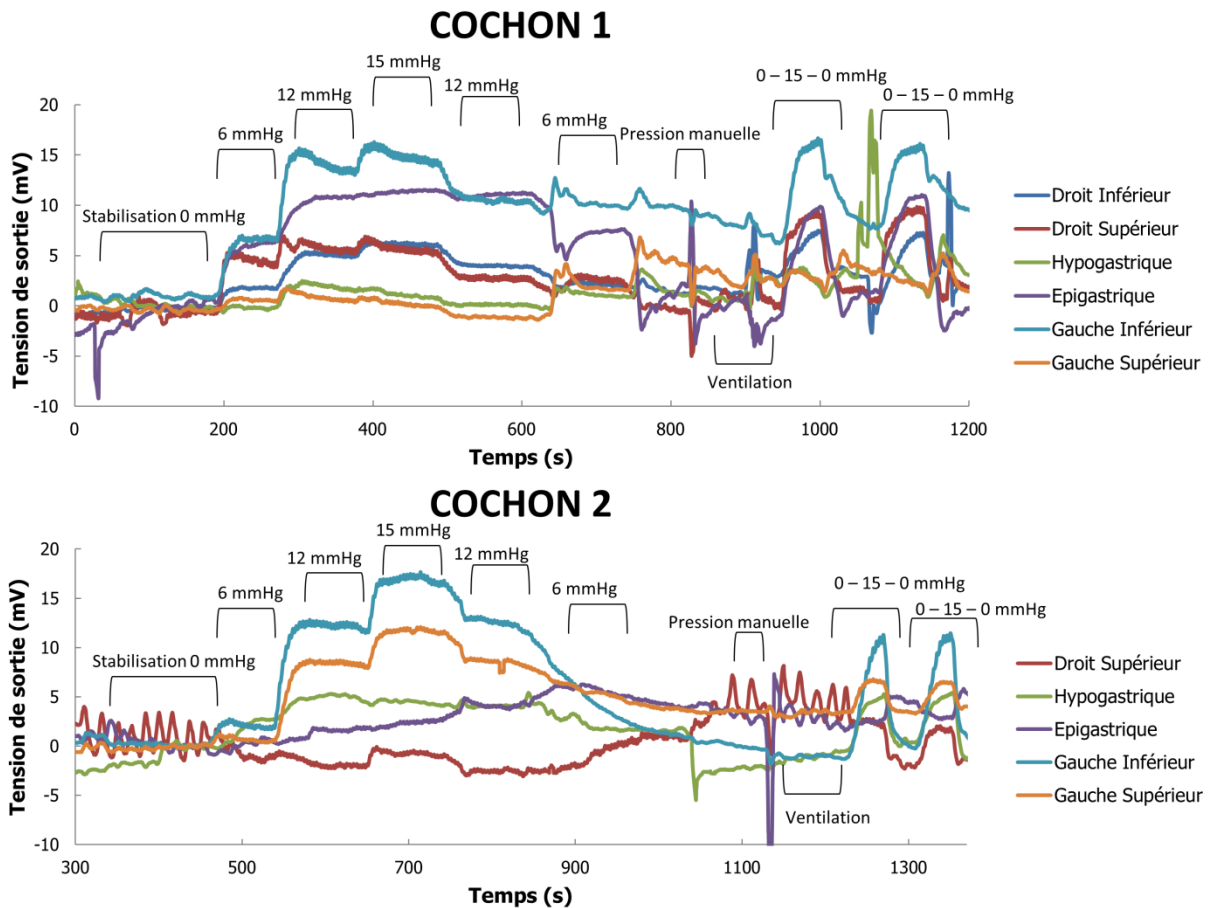


Figure 7.12 : Courbes issues des capteurs de déformation pour les deux cochons ; Pour le cochon 2 le capteur droit inférieur a été retiré car son signal était aberrant.

7.4.3. Etude de corrélation

Une étude de corrélation a été réalisée pour comparer les signaux issus des 6 capteurs de déformation avec le capteur de PIA filaire. Les coefficients de corrélation de Pearson sont présentés Table 7.2.

Table 7.2 : Coefficients de corrélation de Pearson (r) entre les capteurs de déformation et le capteur de PIA ; la plus forte corrélation pour chaque cochon a été colorée en bleu et la plus faible en rouge

Capteur	Cochon 1	Cochon 2	Moyenne
Droit Inf	0.78	0.50	0.64 ± 0.20
Droit Sup	0.79	0.36	0.58 ± 0.30
Hypogastrique	0.08	0.84	0.46 ± 0.54
Epigastrique	0.95	0.22	0.59 ± 0.52
Gauche Inf	0.78	0.82	0.80 ± 0.03
Gauche Sup	0.37	0.85	0.61 ± 0.34
Moyenne	0.62 ± 0.33	0.60 ± 0.28	

On observe beaucoup de variabilité de la qualité de la corrélation liée à la localisation des capteurs sur le même animal avec des corrélations allant de 0.08 en hypogastrique à 0.95 en épigastrique pour le cochon 1 et de 0.22 en épigastrique à 0.85 dans le quadrant gauche supérieur pour le cochon 2. Une forte différence de qualité de corrélation a également été observée pour une même localisation sur les animaux différents. Le capteur épigastrique présentait la plus forte corrélation lors de l'essai sur le premier animal ($r = 0.95$) et la plus faible lors de l'essai sur le second ($r = 0.22$).

Il est apparu que les zones latérales basses étaient les lieux de mesure présentant la meilleure reproductibilité entre les deux animaux. Les corrélations moyennes étaient $r = 0.80 \pm 0.03$ dans le quadrant gauche inférieur et $r = 0.64 \pm 0.20$ dans le quadrant droit inférieur. Globalement, la qualité de la corrélation des capteurs orientés transversalement (capteurs droit et gauche, inférieur et supérieur) était plus stable entre les deux essais que celle issue des capteurs longitudinaux (épigastrique et hypogastrique) (Figure 7.6). En effet l'écart-type moyen des coefficients de Pearson des capteurs transversaux était de 0.22 alors qu'il était de 0.53 pour les capteurs longitudinaux (Table 7.2).

Le signal moyen des quatre capteurs transversaux (capteurs droit et gauche, inférieur et supérieur) a été calculé et la corrélation avec la PIA filaire a été étudiée. Cette corrélation est visible Figure 7.13. Les coefficients de Pearson sont de 0.92 et 0.85 pour les cochons 1 et 2 respectivement. L'équation des droites de régression linéaire ($y = 0.42x - 1.04$ et $y = 0.63x + 0.39$ pour les cochons 1 et 2 respectivement) a permis de convertir le signal moyen des capteurs transversaux en PIA.

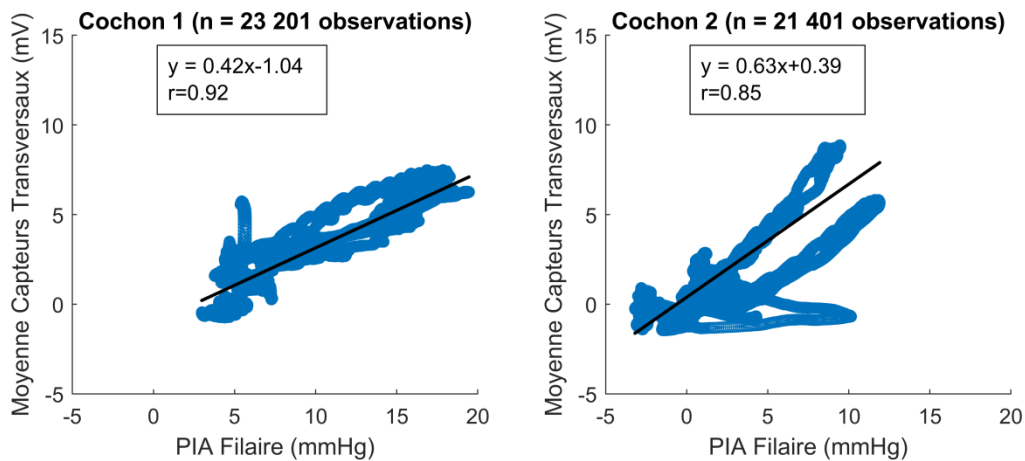


Figure 7.13 : Régression linéaire entre PIA Filaire et le signal moyen des capteurs transversaux ; y représente l'équation de la droite de régression linéaire et r est le coefficient de Pearson

Le signal converti est visible Figure 7.14 pour les deux cochons. Sur la figure, on peut observer une bonne superposition globale des signaux sur la durée complète de l'essai. Cependant, à différents instants, le signal converti des capteurs transversaux surestime (cochon 2, palier à 15 mmHg) ou sous-estime (cochon 2, augmentation et diminution de la PIA entre 0 et 15 mmHg) la PIA. La comparaison de la PIA filaire et du signal converti par la méthode de Bland-Altman a permis d'établir des limites d'agréments entre les deux mesures de 4.1 mmHg pour le cochon 1 et de 4.5 mmHg pour le cochon 2.

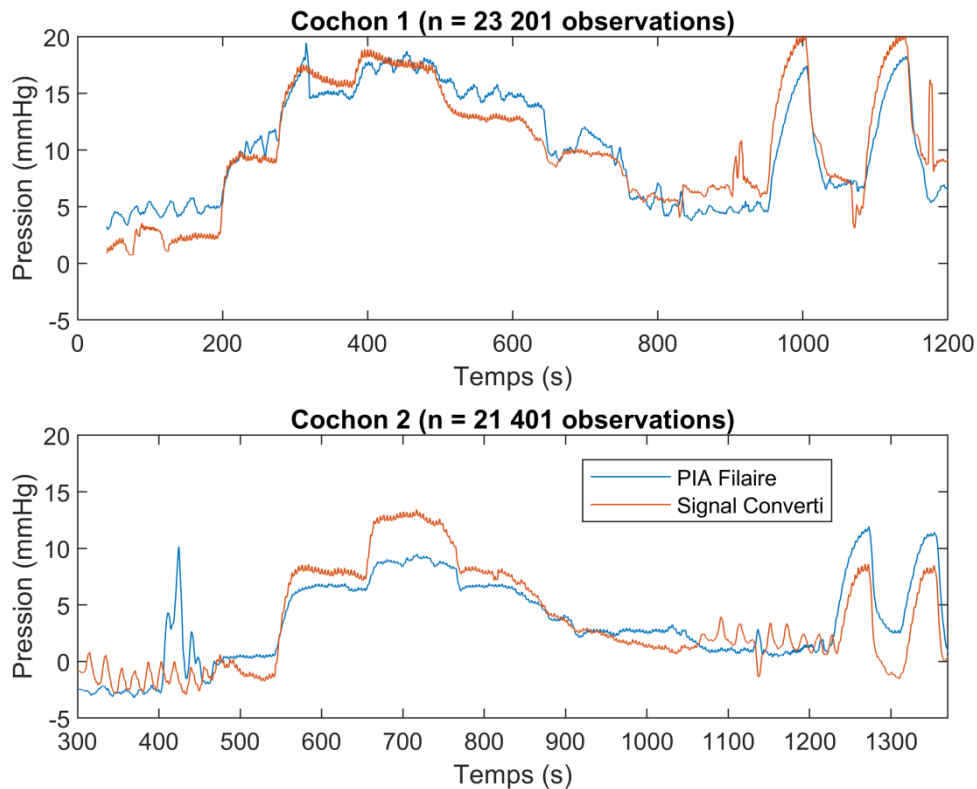


Figure 7.14 : PIA filaire et signal moyen des capteurs transversaux de la ceinture convertis en pression.

7.5. Discussion

Cette première étude d'évaluation du prototype de ceinture abdominale de maintien instrumentée a révélé le potentiel de la mesure des déformations de la surface de l'abdomen pour l'évaluation de la PIA sur animal anesthésié soumis à des variations de pression variées (insufflation, ventilation mécanique, pressions manuelles sur la paroi). Les résultats présentés ici ont également permis d'apporter des premières données pour la conversion des mesures des déformations externes en PIA.

Dans cette expérimentation, l'utilisation d'un capteur de pression filaire placé dans la cavité abdominale a permis de mesurer la PIA relative à la pression atmosphérique au sein du bloc opératoire. Il a été observé que l'insufflation de CO₂ dans la cavité abdominale faisait changer significativement la PIA (Figure 7.11).

Durant la phase de stabilisation en début d'essai, une PIA en légère surpression a été observée pour le cochon 1 (4.5 ± 0.5 mmHg) et une PIA en légère dépression pour le cochon 2 (-2.2 ± 1.0). Ces valeurs sont cohérentes avec une étude chez le volontaire sain rapportant des pressions au repos entre -1.0 mmHg et 6.0 mmHg (Cobb et al. 2005).

Dans ce travail, la réponse des six capteurs externes de déformation qui étaient intégrés dans la ceinture était très variable (Figure 7.12). Certains capteurs étaient sensibles aux variations de PIA imposées lors des essais et permettaient de discriminer les différentes phases de l'expérimentation par l'observation visuelle du signal alors que d'autres ne montraient pas de variation significative. Cette variabilité est potentiellement due aux différentes structures anatomiques de la paroi abdominale qui sont sous-jacentes aux capteurs (ligne blanche, muscles abdominaux). On peut imaginer qu'un capteur disposé sur une structure anatomique plus souple sera plus sensible aux variations de PIA qu'un même capteur placé sur une zone plus rigide. Cette variabilité pourrait également être causée par une faible répétabilité inter-capteurs liée à la technologie des capteurs Resistive flex sensor (Spectra Symbol) ce qui expliquerait une réponse différente pour un même évènement. Le fabricant ne fournit pas d'informations dans les spécifications techniques, par conséquent des essais d'évaluation de la répétabilité inter-capteurs doivent être menés pour éclaircir ce point.

De très fortes corrélations ont été observées entre les capteurs externes et la PIA filaire, notamment pour le capteur épigastrique ($r = 0.95$ pour le cochon 1) et le capteur gauche supérieur ($r = 0.85$ pour le cochon 2). Cependant les résultats illustrent une grande variabilité dans la qualité des corrélations des différents capteurs de la ceinture. Des fortes différences dans la qualité de la corrélation ont été observées en fonction de la localisation des capteurs. Et, de manière plus surprenante, de fortes différences ont également été observées à la même localisation, entre les deux animaux. Cela pourrait être causé par un manque de maîtrise de la tension de serrage initiale de la ceinture qui n'avait pas été contrôlée durant l'essai ou par un problème de positionnement de celle-ci (plis au niveau du capteur notamment).

Les résultats ont montré que les capteurs transversaux situés sur les côtés ont semblé être plus fiables pour estimer la PIA. Le signal moyen de ces 4 capteurs a permis d'estimer précisément les variations de PIA ($r=0.92$ et $r=0.85$ pour les cochons 1 et 2 respectivement) avec toutefois des limites d'agréments relativement importantes (4.1 mmHg pour le cochon 1 et 4.5mmHg pour le cochon 2). En raison du nombre limité d'animaux dans cette étude ($n=2$) et de la variabilité des réponses soulignées ci-dessus, il est difficile de tirer des conclusions définitives sur les localisations et l'orientation optimale des capteurs pour l'évaluation de la PIA.

Une campagne d'essais sur un nombre plus important d'animaux pourrait permettre la confirmation des premières conclusions tirées ici. Une campagne d'essais sur patients lors

d'une intervention par coelioscopie permettrait d'également de valider l'efficacité d'un tel dispositif de ceinture instrumentée sur l'homme.

Les conclusions présentées dans cette étude sont encourageantes pour la poursuite des travaux portant sur l'évaluation de la PIA par une mesure externe non-invasive basée sur l'évaluation des déformations de la paroi abdominale. Cette mesure présente des intérêts forts pour le suivi non-invasif des hyperpressions abdominales en unité de soins intensifs, suivi qui est aujourd'hui réalisé par voie intravésicale avec des risques infectieux pour le patient. Les perspectives d'une telle mesure s'étendent également à d'autres applications comme celle du suivi et du signalement des situations « à risque » lors de la phase de cicatrisation pour les patients ayant bénéficié d'une réparation de la paroi abdominale liée à une hernie primaire ou incisionnelle.

7.6. Conclusion et perspectives

Ce chapitre fait état des enjeux médicaux forts liés à la prédiction du risque d'éventration et au monitoring non-invasif de la PIA. Pour tenter de répondre à cet enjeu, un prototype de ceinture abdominale instrumentée a été développé. Une sélection de capteurs adaptés à la mesure des déformations externes de l'abdomen a été réalisée permettant d'obtenir des signaux discriminants en fonction des différentes pressions appliquées. Des premiers essais d'évaluation sur modèle porcin ont permis de confirmer le potentiel d'un tel dispositif et la qualité de la prédiction des événements mécaniques profonds (contraintes liées à la PIA) grâce à des mesures externes non-invasives réalisées à la surface de l'abdomen.

Les résultats, bien que prometteurs, n'apportent pas toutes les réponses sur la validation de la ceinture pour prédire le risque d'éventration. Des applications à court terme du dispositif semblent envisageables pour détecter les situations d'hyperpression abdominale notamment en post-opératoire. Cependant, il faut encore apporter de nouveaux éléments de réponse concernant les critères et les seuils lésionnels des différents éléments de la paroi abdominale, les mécanismes entraînant l'éventration et la détection de déformations anormales sur la zone de réparation chirurgicale pour pouvoir prouver l'efficacité du dispositif. Ces problématiques ont été très peu abordées dans la littérature en partie en raison de la difficulté à mesurer *in vivo* de façon fiable et non invasive les déformations et les sollicitations de la cavité abdominale. C'est pour cela qu'actuellement aucun dispositif standardisé et fiable n'est commercialisé. Les outils développés dans cette thèse

(quantification des déformations de la paroi abdominale par IRM dynamique et suivi non-invasif de la PIA par capsule ingérable) appliqués lors d'essais sur patients devraient nous permettre d'évaluer le dispositif de façon robuste.

8. Chapitre 8

Discussion générale

8.1. Avant-propos

Ce chapitre a pour but de rappeler la cohésion entre les différents chapitres de ce travail et de discuter de leur implication par rapport à l'objectif de recherche initial. Le corps de la discussion générale est structuré en deux parties. La première partie met en perspective les résultats des différents chapitres pour apporter des éléments de réponse sur le risque d'apparition de hernie. Pour cela les modifications de PIA sont analysées au regard des critères morphométriques. La seconde partie explore la portée clinique du travail et les perspectives ouvertes par le projet pour les études futures.

8.2. Influence des paramètres démographiques

8.2.1. Obésité

L'analyse rétrospective réalisée sur 120 tomodensitométries abdomino-pelviennes d'adultes sains âgés de 18 à 86 ans (Chapitre 2) a montré que l'obésité affectait fortement la paroi abdominale. Entre le groupe composé de sujets au poids normal et le groupe composé de sujets obèses, les aponévroses des muscles latéraux et la ligne blanche se sont allongées en moyenne de 76 % ainsi que les muscles grands droits de 70 %. Les muscles latéraux, quant à eux ont été moins impactés par la surcharge pondérale. D'un point de vue biomécanique il apparaît que l'augmentation de l'IMC est liée à une augmentation de la PIA (Cobb et al. 2005). Si on considère le postulat largement accepté que la cavité abdominale est assimilable à un contenant fermé sous pression (PIA), alors on peut conclure qu'une augmentation de PIA engendre de plus fortes sollicitations sur les tissus musculo-aponévrotiques. Avec ces sollicitations plus fortes chez les individus obèses, les tissus sont étirés et seront plus proches de leur allongement à la rupture que les tissus des individus de poids normal. Par conséquent on peut émettre l'hypothèse qu'une hausse de PIA liée à un effort serait plus susceptible d'entraîner la rupture des tissus chez un individu obèse. Ces résultats

corroborent le fait que l'IMC serait un facteur de risque d'apparition des hernies (Heniford et al. 2003). En addition à cela, l'infiltration graisseuse dans les muscles abdominaux avait augmenté de 90 % entre le groupe composé de sujets au poids normal et le groupe composé de sujets obèses. On sait que l'infiltration graisseuse a un effet néfaste sur la cicatrisation et la fonction post-opératoire (Godenèche et al. 2017), par conséquent les sujets obèses auront également un risque plus élevé de souffrir d'une hernie incisionnelle.

Les travaux prospectifs sur des individus sains présentés dans les Chapitres 3, 4 et 5 ont été menés sur des sujets appartenant largement à la catégorie de poids « normal » avec un IMC moyen de 22.6 ± 2.4 kg/m². Il serait intéressant d'élargir les explorations IRM et SmartPill™ à une population plus variée afin d'évaluer l'impact de l'obésité sur les déformations des muscles abdominaux et les variations de PIA.

8.2.2. Sexe

Une étude statistique comparant la PIA chez les hommes et les femmes durant des exercices variés a été présentée dans le Chapitre 5. Cette étude a montré que durant des exercices d'activation musculaire (poussée contre un mur, levé de jambes et manœuvre de Valsalva), les valeurs de PIA étaient significativement plus élevées chez les hommes que chez les femmes. La PIA, en tant que principal chargement mécanique appliqué à la paroi abdominale, est déterminante dans l'apparition des hernies et l'échec des réparations. La différence de PIA entre homme et femme pourrait expliquer pourquoi l'incidence des hernies est près de deux fois plus importante chez les hommes (Beadles et al. 2015).

Les travaux effectués dans cette thèse permettent d'apporter des éléments de réponse concernant les différences de PIA entre hommes et femmes. Dans le Chapitre 3, il a été montré que les hommes et les femmes présentaient un dimorphisme marqué concernant la masse musculaire et la répartition de la graisse abdominale. La masse musculaire était en moyenne 50 % plus importante chez les hommes que les femmes. En parallèle, les hommes avaient une masse plus importante de graisse viscérale (76%). Dans le Chapitre 6, nous avons établi une corrélation positive entre la masse musculaire et les variations de PIA.

Par conséquent le dimorphisme musculaire entre homme et femme pourrait expliquer, au moins en partie, les différences de PIA entre les deux groupes. La différence de masse viscérale pourrait également expliquer une partie des différences. Des explorations sur des groupes plus importants devraient être menées pour confirmer ces résultats.

8.3. Perspectives : portée clinique et méthodologique

Les résultats de ce projet doctoral permettent de proposer plusieurs recommandations concernant la prise en charge médicale des hernies abdominales et la direction des futures études sur le sujet.

8.3.1. Portée clinique

La grande variabilité anatomique mesurée dans le Chapitre 2 révèle le besoin de personnaliser l'approche chirurgicale et notamment le choix de l'implant pariétal en fonction de l'anatomie du patient. Il semble nécessaire de choisir des implants plus résistants pour les patients ayant une masse viscérale importante car celle-ci impose un chargement mécanique sur l'implant. Le nombre de points de fixations devrait être également ajusté en fonction de la masse viscérale afin de répartir les efforts mécaniques sur les différents points de fixation.

Il est apparu que le muscle transverse se conservait mieux en termes de volume que les autres muscles avec l'augmentation de l'IMC et le vieillissement. La longueur de l'aponévrose du muscle transverse n'était pas significativement modifiée avec l'âge alors que les autres aponévroses étaient en moyenne 75 % plus longues dans le groupe > 60 ans que dans le groupe de 18-30 ans. Cette conservation du muscle transverse est possiblement liée au rôle de contention que joue ce muscle sur la masse viscérale. Il est donc probable que le muscle transverse conserve des propriétés mécaniques intéressantes malgré le vieillissement. Par conséquent, la face profonde et latérale de la paroi pourrait être une zone résistante pour la fixation des implants chez les patients, ce qui encouragerait le placement des implants en rétromusculaire, prépéritonéal ou intrapéritonéal. Egalement cela pourrait être un argument pour limiter au plus possible la réalisation des incisions de décharge de type TAR (Transversus Abdominis Release) réalisées durant les cures d'hernies de grande taille (Wegdam et al. 2019) qui causent l'atrophie du muscle transverse (De Silva et al. 2014). Il serait intéressant de valider ou d'invalider ces observations par une analyse de l'influence de l'âge sur les caractéristiques histologique et les propriétés mécaniques du muscle transverse et son aponévrose.

Les mesures de déformation circonférentielle réalisées dans le Chapitre 5 apportent des informations importantes sur les gammes de déformation quotidiennes de la paroi abdominale et par conséquent des implants pariétaux. Pour les muscles latéraux, les déformations circonférentielles allaient globalement de + 10.0 % (maximum = 26.5 %) à - 10

% (minimum = -21.2 %) durant les différents exercices. Dans la zone médiane les muscles grands droits ont observés des déformations bien plus faibles oscillant entre 0 et 3 % (maximum 16.2 %). Ces résultats indiquent qu'un implant placé latéralement sera soumis à une élongation dans la direction transverse nettement plus importante qu'un implant placé dans la zone médiane. De surplus, un implant situé latéralement sera également soumis à des déformations négatives lors de la contraction musculaire, ce qui n'est pas le cas pour la zone médiane. Par conséquent, il semble important que le choix de l'implant et ses propriétés d'élasticité prenne en compte la localisation du site d'implantation. Il serait intéressant de compléter ces résultats par une analyse des déformations dans la direction longitudinale afin d'avoir une meilleure représentation des déformations tridimensionnelles.

Les mesures de PIA réalisées dans le Chapitre 6 permettent de connaître les chargements mécaniques appliqués à la paroi. Des activités de la vie courante (toux, effort de poussée, sport) ont entraîné des variations de PIA de l'ordre de 60 mmHg. La variation maximale de PIA mesurée durant les exercices était de 157 mmHg. Elle est survenue lors de la manœuvre de Valsalva. Dans la vie courante, des pics supérieurs à 100 mmHg ont été mesurés à une fréquence moyenne de deux apparitions par heure. Ces valeurs présentent un intérêt pour la validation des implants pariétaux qui devraient pouvoir résister à des essais en gonflement à ces niveaux de pression pour être compatibles avec leur implantation. Au vu de la fréquence et du caractère répété des déformations et des sollicitations mécaniques, il semble judicieux d'évaluer les implants avec des essais mécaniques cycliques (essais de fatigue) en complément des essais mécaniques à la rupture qui sont réalisés classiquement (Whitehead-Clarke et al. 2021). Les données présentées dans ce travail pourraient permettre de dimensionner de tels essais.

Le profil individuel de PIA pourrait être pris en compte dans la planification chirurgicale, pour le choix des implants chirurgicaux et les recommandations post-opératoires. A titre d'exemple, l'analyse des données d'un sujet a montré des fréquences très élevées de pics de PIA durant la vie quotidienne. Nous avons mesuré pour ce sujet plus de quatorze pics supérieurs à 50 mmHg et 6 pics supérieurs à 100 mmHg par heure. Il est probable qu'un patient souffrant d'une pathologie de la paroi abdominale possédant un profil similaire à ce volontaire présenterait des risques supplémentaires d'échec de la réparation. Par conséquent la planification et les recommandations post-opératoires pourraient être personnalisées pour ce type de profil.

Les recommandations actuelles en post-opératoire, consistent à limiter l'activité physique intense le premier mois et à prescrire de la kinésithérapie respiratoire en cas de toux chronique. Dans notre travail, des fortes augmentations de PIA ont été mesurées durant la toux (70 ± 38 mmHg) et les activités physiques (65 ± 35 mmHg lors du saut sur place, 67 ± 29 mmHg lors de la poussée contre un mur) avec des taux de variation dépassant 100 mmHg/s. Nos résultats encouragent donc l'application de ces recommandations qui permettent de limiter les efforts importants sur la zone cicatricielle pouvant causer l'échec de la réparation. L'effet de ces recommandations pourrait être quantifié grâce aux outils utilisés dans ce travail.

A travers le dispositif de ceinture abdominale de maintien instrumentée présenté dans le Chapitre 7, notre équipe a tenté de répondre au besoin réel des praticiens de disposer d'un outil d'aide à la décision pour la prise en charge des hernies abdominales et des chirurgies de l'abdomen plus largement. Cet outil permettrait de collecter des données complémentaires au diagnostic clinique pour construire un « profil » biomécanique du patient. Ainsi il permettrait de guider le choix sur la technique de fermeture ou de justifier l'utilisation d'une prothèse en prophylaxie pour les profils jugés « à risque ». En post-opératoire ce dispositif pourrait permettre de contrôler la cicatrisation et la récupération des tissus. Ces besoins ne sont actuellement adressés par aucun dispositif. Pourtant l'impact socio-économique des éventrations est majeur. Il a été évalué à un coût annuel de 172 millions d'euros en France selon l'Association Française de Chirurgie et cette estimation est en hausse en lien avec l'augmentation de la population gériatrique et obèse (Gillion et al. 2019). Une étude de marché réalisée dans le cadre de la valorisation de notre dispositif a évalué le marché mondial pour la réparation des hernies à 4.2 milliards d'euros en 2020 pour des projections autour de 5.7 milliards d'euros d'ici 2025.

Une première étude sur modèle animal (section 7.4) a permis d'obtenir des résultats encourageants quant à la capacité de notre dispositif à refléter les variations de PIA par des mesures externes. Par conséquent c'est un premier pas positif vers la détection des profils « à risque » de développer une hernie incisionnelle. Des études supplémentaires sont nécessaires pour mieux maîtriser la technologie du dispositif. Une campagne d'essais sur volontaires sains est en cours afin d'évaluer les corrélations entre les signaux de la ceinture et les données issues de l'IRM et de la SmartPill™ chez l'humain. Il sera ensuite nécessaire de réaliser une étude sur patients pour définir des « profils biomécaniques » en préopératoire et

prouver l'efficacité du modèle prédictif par un suivi post-opératoire (douleurs post-opératoire, récupération, récurrence à 1 et 2 ans).

8.3.2. Du sujet sain au patient

Cette thèse a permis de développer des outils de caractérisation biomécanique de la paroi abdominale *in vivo* (Chapitre 6). Ces outils ont permis de caractériser les propriétés d'élasticité des zones médianes (muscles grands droits) et latérales (muscles latéraux) de la paroi abdominale active et passive. Des niveaux de déformation suffisants pour observer la non-linéarité de la réponse PIA-déformation des tissus de la paroi abdominale ont été atteints.

Ces outils ont été appliqués sur des volontaires sains, relativement jeunes (30.6 ± 8.7 ans), minces (IMC de 22.6 ± 2.4 kg/m²) et sportifs. Il est maintenant nécessaire de les tester sur des patients souffrant de pathologies de la paroi abdominale. Une évaluation en préopératoire grâce à ces outils combinée à un suivi post-opératoire (douleurs post-opératoires, récupération, récurrence) permettrait d'établir des profils à risque de développer une hernie incisionnelle. Il est nécessaire de déterminer quel paramètre mécanique entre les niveaux de déformations, les fréquences de hauts niveaux de PIA, l'élasticité de la paroi abdominale ou tout autre paramètre possède le meilleur caractère prédictif. Cette étude sur sujets pathologiques sera menée dans le cadre du projet doctoral débuté en octobre 2021 par Victoria Joppin.

8.3.3. IRM dynamique

En parallèle à cela, les techniques avancées d'imagerie par IRM dynamique et de post-traitement développées dans ce projet (Chapitres 3 et 4) doivent continuer d'être améliorées et automatisées. L'IRM dynamique est une modalité d'imagerie particulièrement adaptée pour observer les déformations des structures musculaires et elle présente l'avantage d'être une technique non-invasive et non irradiante. Les méthodologies développées dans ce travail permettent la quantification du mouvement et des déformations des muscles abdominaux avec une grande fiabilité. L'évaluation des déformations pourraient apporter des informations précieuses pour compléter le diagnostic clinique ainsi que le suivi de la récupération post-opératoire des patients souffrant de hernies abdominales. Cependant les applications de ces techniques ne se limitent pas à ces pathologies. En effet les informations

sur les déformations pourraient également permettre de mieux comprendre le déclin fonctionnel de la musculature abdominale dans certaines maladies neuromusculaires ou dans toute situation impliquant une déficience des muscles abdominaux telles que la récupération après l'accouchement ou après ventilation mécanique, la dystrophie musculaire, l'obésité et l'infiltration de graisse musculaire. Un diagnostic par IRM dynamique pourrait être justifié dans toutes ces situations.

La méthodologie de post-traitement actuelle permet d'économiser environ 80% du temps d'intervention manuelle. L'automatisation complète de la méthode et en particulier de la phase de segmentation des groupes musculaires, permettrait de faciliter son utilisation en pratique courante. Pour cela, il serait intéressant de tester des approches basées sur l'apprentissage profond (deep learning) qui ont déjà obtenues d'excellent résultats pour la segmentation d'autres régions musculaires (Moeskops et al. 2016). Un autre intérêt de cette méthodologie de post-traitement d'IRM dynamique réside dans son adaptabilité pour l'évaluation des déformations d'autres régions anatomiques et l'étude d'autres problématiques.

Des efforts supplémentaires devraient également être portés sur la réalisation d'acquisitions IRM « 3D + t ». En effet, les séquences IRM utilisées dans ce travail consistent en une acquisition dynamique répétée d'une unique coupe axiale (2D + t). Par conséquent notre analyse des déformations et de l'élasticité de la paroi est limitée au plan axial. L'IRM permet de réaliser des acquisitions dynamiques « multi-coupes » qui permettent de faire des acquisitions successives de plusieurs coupes partageant ou pas la même orientation. Ainsi une acquisition combinée d'une coupe axiale avec une coupe sagittale médiane ou paramédiane passant par le muscle grand droit pourrait être intéressante pour décrire de manière plus complète les déformations des organes d'intérêt dans les directions transverses et longitudinales. Ce type d'acquisition fait émerger de nouveaux verrous techniques. La résolution temporelle entre deux images de la même coupe sera divisée par le nombre de coupes total. Pour observer les déformations mécaniques avec une vitesse suffisante il faudra par conséquent accélérer l'acquisition (Ong et al. 2020), ce qui pénalisera la résolution spatiale, ou bien utiliser des techniques avancées de reconstruction d'image. Des études précédentes ont proposé des méthodes efficaces pour la reconstruction dynamique 3D de la vessie (Ogier et al. 2019) et des organes pelviens (Courtecuisse et al. 2020). Ces méthodes semblent applicables à notre problématique.

8.3.4. Modélisation numérique

Pour terminer, les retombées de ce projet doctoral contribueront à la modélisation numérique de l'abdomen. Premièrement, les données combinées de déformation et de PIA présentées dans le Chapitre 7 sont des éléments précieux de validation des modèles par éléments finis en conditions actives et passives. Ces éléments pourraient bénéficier aux modèles existants (Hernández-Gascón et al. 2013; Todros et al. 2020) qui reposent actuellement sur des données de validation extrêmement limitées. Par ailleurs ces données pourraient permettre l'optimisation des paramètres matériaux utilisés dans les modèles en utilisant une analyse inverse.

Des premiers efforts de modélisation numérique ont été réalisés par notre équipe dans le cadre d'un projet ingénieur de fin d'études réalisé par Olivia Stadler. Ces efforts ont abouti au développement d'un modèle numérique par éléments finis construit à partir d'une acquisition IRM 3D d'un sujet au repos. Ce modèle contient les quatre muscles abdominaux (grands droits, obliques internes et externes, transverse) ainsi que les aponévroses reliant les muscles et la ligne blanche. Un aperçu du modèle et des différentes structures anatomiques reconstruites est présenté Figure 8-1.

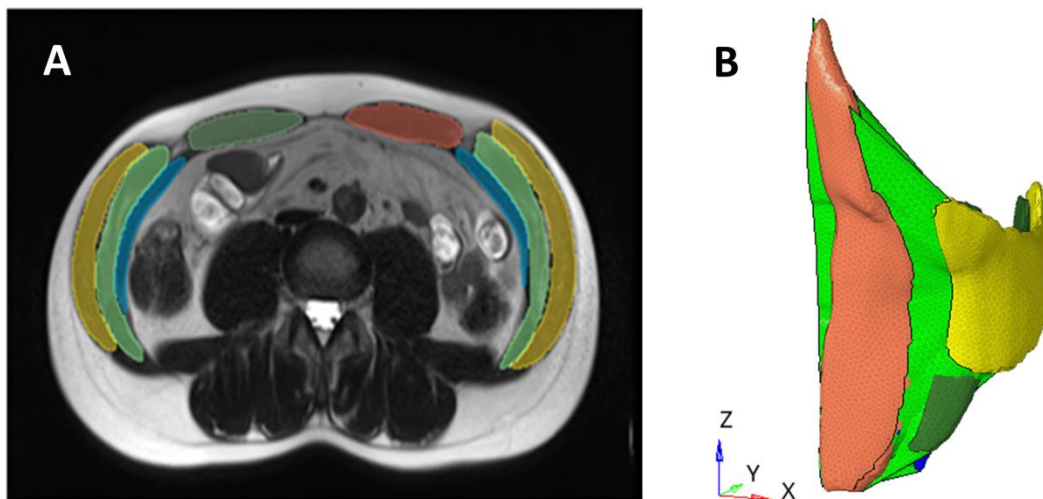


Figure 8-1 : A : reconstruction anatomique à partir d'un IRM 3D de la paroi abdominale ; B : modèle numérique maillé

Des premières simulations d'inspiration forcée ont été réalisées en appliquant sur la face interne du modèle la PIA mesurée pour le sujet avec la SmartPill™. Des travaux supplémentaires sont nécessaires pour parvenir à la validation du modèle. Grâce à notre base de données d'imagerie acquise sur 20 volontaires sains, nous disposons d'acquisitions

IRM 3D de la paroi abdominale complète au repos ainsi que d'acquisitions d'IRM dynamique durant divers exercices. Il serait intéressant d'utiliser des méthodes de krigeage basées sur le relevé de plusieurs points anatomiques clés afin de développer le premier modèle numérique personnalisable de paroi abdominale (Janák et al. 2020).

Conclusion

Ce travail de recherche a utilisé différentes approches expérimentales basées sur l'imagerie médicale et l'utilisation de capteurs biocompatibles pour réaliser une étude exploratoire sur le comportement biomécanique de la paroi abdominale saine et développer des outils permettant la caractérisation mécanique sujet-spécifique dans des conditions proches de la réalité physiologique.

Dans un premier temps, ce travail a permis d'évaluer l'influence de l'âge, du sexe et de l'indice de masse corporelle sur des paramètres morphométriques de la paroi abdominale (Chapitre 2). Ces paramètres regroupaient des mesures géométriques des muscles, des aponévroses et des tissus adipeux.

Ensuite, une étude clinique sur volontaires sains couplant la mesure des déformations par IRM dynamique et la mesure de pression intra-abdominale (PIA) par un capteur non-invasif a été menée. Cette étude a permis le développement de techniques avancées de post-traitement des images IRM (Chapitre 3) qui ont permis la quantification spatiale et temporelle des déformations des muscles abdominaux en situation active et passive (Chapitre 4). En parallèle le capteur non-invasif de PIA a été validé sur modèle porcin et les variations de PIA durant des exercices standardisés et durant la vie quotidienne ont été mesurées (Chapitre 5).

Les résultats de cette étude clinique ont permis d'étudier la relation entre PIA et déformation chez le volontaire sain pour explorer le fonctionnement biomécanique et physiologique de la paroi abdominale *in vivo* (Chapitre 6). La méthodologie proposée pourrait fournir un cadre quantitatif pour l'évaluation future des situations pathologiques.

Enfin, un dispositif permettant d'évaluer les déformations de la paroi et les variations de PIA, grâce à des mesures externes réalisées à la surface de l'abdomen a été développé, breveté et évalué sur modèle porcin (Chapitre 7). Ce dispositif a pour ambition de devenir un outil d'aide à la décision pour la prise en charge des hernies abdominales et des chirurgies de l'abdomen plus largement.

La mise en perspective des résultats de ce projet doctoral a permis d'apporter des éléments de réponse pour la compréhension du risque d'apparition des hernies (Chapitre 8). Nous avons proposé des recommandations cliniques concernant la personnalisation de l'approche chirurgicale des hernies abdominales et le développement des implants prothétiques. Les perspectives pour des études en cours de réalisation et des travaux futurs ont été introduites.

La réalisation des objectifs de recherche a mené à la rédaction de quatre articles scientifiques et au dépôt d'une demande de brevet. Des éléments de ce travail ont été présentés dans quatre conférences.

Publications en revue

Jourdan, A, Soucasse, A, Scemama, U, et al. Abdominal wall morphometric variability based on computed tomography: Influence of age, gender, and body mass index. Clin Anat. 2020; 1- 10. <https://doi.org/10.1002/ca.23548>

Jourdan A, Troter AL, Daude P, Rapacchi S, Masson C, Bège T, et al. Semiautomatic quantification of abdominal wall muscles deformations based on dynamic MRI image registration. NMR in Biomedicine 2021;34:e4470. <https://doi.org/10.1002/nbm.4470>

Publications en cours de révision

Jourdan A, Rapacchi S, Masson C, Bège T, et al. Dynamic-MRI quantification of abdominal wall motion and deformation during breathing and muscular contraction, soumis chez Computer Methods and Programs in Biomedicine

Soucasse A, Jourdan A, et al., A better understanding of daily life abdominal wall mechanical solicitation: investigation of intra-abdominal pressure variations by intragastric wireless sensor in humans, soumis chez Medical Engineering and Physics

Brevet

A device for determining the abdominal wall dynamic biomechanical behavior, and a method making use of such a device, demande Europe n° 20306418.3, déposé le 20 novembre 2020 par Bège T, Pagazani J, Lissorgues G, Jourdan A, Masson C et Bendahan D

Communications

International Society of Biomechanics de 2021 (présentation orale finaliste du David Winter Young Investigator award)

International Society for Magnetic Resonance in Medicine de 2021

Congrès de l'European Hernia Society de 2021 à Copenhague au Danemark

XVIème Symposium sur les prothèses pariétales (MESH) de 2020

Liste des références bibliographiques

- Ainscough-Potts A-M, Morrissey MC, Critchley D. The response of the transverse abdominis and internal oblique muscles to different postures. *Man Ther.* 2006 Feb 1;11(1):54-60.
- Altman DG, Bland JM. Assessing Agreement between Methods of Measurement. *Clin Chem.* 2017 Oct 1;63(10):1653-4.
- Aluja-Jaramillo F, Cifuentes-Sandoval S, Gutiérrez FR, Bhalla S, Menias CO. Pre- and postsurgical imaging findings of abdominal wall hernias based on the European Hernia Society (EHS) classification. *Abdom Radiol.* 2021 Nov 1;46(11):5055-71.
- Anderson DE, D'Agostino JM, Bruno AG, Demissie S, Kiel DP, Bouxsein ML. Variations of CT-Based Trunk Muscle Attenuation by Age, Sex, and Specific Muscle. *J Gerontol Ser A.* 2013 Mar 1;68(3):317-23.
- Astruc L. Caractérisation et modélisation du comportement mécanique des tissus conjonctifs de la paroi abdominale humaine par approche histologiquement fondée [Internet] [These de doctorat]. Ecole centrale de Lille; 2019 [cited 2021 Aug 25]. Available from: <https://www.theses.fr/2019ECLI0003>
- Astruc L, De Meulaere M, Witz J-F, Nováček V, Turquier F, Hoc T, et al. Characterization of the anisotropic mechanical behavior of human abdominal wall connective tissues. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018 Jun 1;82:45-50.
- Awad ZT, Puri V, LeBlanc K, Stoppa R, Fitzgibbons RJ, Iqbal A, et al. Mechanisms of Ventral Hernia Recurrence after Mesh Repair and a New Proposed Classification. *J Am Coll Surg.* 2005 Jul;201(1):132-40.
- Axer H, Keyserlingk DG v., Prescher A. Collagen Fibers in Linea Alba and Rectus Sheaths: I. General Scheme and Morphological Aspects. *J Surg Res.* 2001 Mar 1;96(1):127-34.
- Battu V. Les hernies : appareillage. *Actual Pharm.* 2017 Jan 1;56(562):57-9.
- Baumgartner RN, Heymsfield SB, Roche AF, Bernardino M. Abdominal composition quantified by computed tomography. *Am J Clin Nutr.* 1988 Oct 1;48(4):936-45.
- Beadles CA, Meagher AD, Charles AG. Trends in Emergent Hernia Repair in the United States. *JAMA Surg.* 2015 Mar 1;150(3):194-200.
- Behr M, Arnoux PJ, Serre T, Bidal S, Kang HS, Thollon L, et al. A Human Model for Road Safety: From Geometrical Acquisition to Model Validation with Radioss. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2003 Sep 1;6(4):263-73.
- Ben Abdelounis H, Nicolle S, Otténio M, Beillas P, Mitton D. Effect of two loading rates on the elasticity of the human anterior rectus sheath. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013 Apr 1;20:1-5.

- Bland M, Altman DouglasG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet*. 1986 Feb 8;327(8476):307-10.
- Bondre IL, Holihan JL, Askenasy EP, Greenberg JA, Keith JN, Martindale RG, et al. Suture, synthetic, or biologic in contaminated ventral hernia repair. *J Surg Res*. 2016 Feb 1;200(2):488-94.
- Brown SHM, McGill SM. A comparison of ultrasound and electromyography measures of force and activation to examine the mechanics of abdominal wall contraction. *Clin Biomech*. 2010 Feb 1;25(2):115-23.
- Bunce SM, Moore AP, Hough AD. M-mode ultrasound: a reliable measure of transversus abdominis thickness? *Clin Biomech*. 2002 May 1;17(4):315-7.
- Campbell EJM. An electromyographic study of the role of the abdominal muscles in breathing. *J Physiol*. 1952 Jun 27;117(2):222-33.
- Campbell EJM, Green JH. The variations in intra-abdominal pressure and the activity of the abdominal muscles during breathing; a study in man. *J Physiol*. 1953 Nov 28;122(2):282-90.
- Canny J. A Computational Approach to Edge Detection. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*. 1986 Nov;PAMI-8(6):679-98.
- Cardoso MHS. Experimental Study of the Human Anterolateral Abdominal Wall. 2012;104.
- Carry PY, Banssillon V. La pression intra-abdominale. *Ann Fr Anesth Réanimation*. 1994 Jan;13(3):381-99.
- Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, Jacobs AK, Kaul S, Laskey WK, et al. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart. A statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2002 Feb;18(1):539-42.
- Chen Y-Z, Yan S-Y, Chen Y-Q, Zhuang Y-G, Wei Z, Zhou S-Q, et al. Noninvasive monitoring of intra-abdominal pressure by measuring abdominal wall tension. *World J Emerg Med*. 2015;6(2):137-41.
- Cherla DV, Poulouse B, Prabhu AS. Epidemiology and Disparities in Care: The Impact of Socioeconomic Status, Gender, and Race on the Presentation, Management, and Outcomes of Patients Undergoing Ventral Hernia Repair. *Surg Clin North Am*. 2018 Jun 1;98(3):431-40.
- Ciccone C, Lee P, Loughlin K, Koh D. What is the SmartPill®? *Pharm Wellness Rev*. 2019 Oct 9;6(3):28-34.
- Cobb WS, Burns JM, Kercher KW, Matthews BD, James Norton H, Todd Heniford B. Normal Intraabdominal Pressure in Healthy Adults. *J Surg Res*. 2005 Dec 1;129(2):231-5.

- Comiter CV, Vasavada SP, Barbaric ZL, Gousse AE, Raz S. Grading pelvic prolapse and pelvic floor relaxation using dynamic magnetic resonance imaging. *Urology*. 1999 Sep 1;54(3):454-7.
- Constantinides C, Chenoune Y, Kachenoura N, Roullot E, Mousseaux E, Herment A, et al. Semi-automated cardiac segmentation on cine magnetic resonance images using GVF-Snake deformable models. *MIDAS J*. 2009 Jul 26;678.
- Cooney GM, Lake SP, Thompson DM, Castile RM, Winter DC, Simms CK. Uniaxial and biaxial tensile stress-stretch response of human linea alba. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Oct 1;63:134-40.
- Courtecuisse H, Jiang Z, Mayeur O, Witz JF, Lecomte-Grosbras P, Cosson M, et al. Three-dimensional physics-based registration of pelvic system using 2D dynamic magnetic resonance imaging slices. *Strain*. 2020;56(3):e12339.
- De Keulenaer BL, De Waele JJ, Powell B, Malbrain MLNG. What is normal intra-abdominal pressure and how is it affected by positioning, body mass and positive end-expiratory pressure? *Intensive Care Med*. 2009 Jun 1;35(6):969-76.
- De Silva GS, Krpata DM, Hicks CW, Criss CN, Gao Y, Rosen MJ, et al. Comparative Radiographic Analysis of Changes in the Abdominal Wall Musculature Morphology after Open Posterior Component Separation or Bridging Laparoscopic Ventral Hernia Repair. *J Am Coll Surg*. 2014 Mar 1;218(3):353-7.
- De Troyer A. Mechanical role of the abdominal muscles in relation to posture. *Respir Physiol*. 1983 Sep;53(3):341-53.
- Deeken CR, Lake SP. Mechanical properties of the abdominal wall and biomaterials utilized for hernia repair. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017 Oct 1;74:411-27.
- Drake R, Vogl AW, Mitchell AWM. *Gray's Anatomy for Students E-Book*. Elsevier Health Sciences; 2009.
- Emerson H. INTRA-ABDOMINAL PRESSURES. *Arch Intern Med*. 1911 Jun 1;VII(6):754-84.
- Engelke K, Museyko O, Wang L, Laredo J-D. Quantitative analysis of skeletal muscle by computed tomography imaging – State of the art. *J Orthop Transl*. 2018 Oct 1;15:91-103.
- Enzi G, Gasparo M, Biondetti PR, Fiore D, Semisa M, Zurlo F. Subcutaneous and visceral fat distribution according to sex, age, and overweight, evaluated by computed tomography. *Am J Clin Nutr*. 1986 Dec;44(6):739-46.
- Evin M, Cluzel P, Lamy J, Rosenbaum D, Kusmia S, Defrance C, et al. Assessment of left atrial function by MRI myocardial feature tracking. *J Magn Reson Imaging*. 2015;42(2):379-89.
- Fenner J, Wright B, Emberey J, Spencer P, Gillott R, Summers A, et al. Towards radiological diagnosis of abdominal adhesions based on motion signatures derived from sequences of cine-MRI images. *Phys Med*. 2014 Jun 1;30(4):437-47.

- Förstemann T, Trzewik J, Holste J, Batke B, Konerding MA, Wolloscheck T, et al. Forces and deformations of the abdominal wall – A mechanical and geometrical approach to the linea alba. *J Biomech.* 2011 Feb 24;44(4):600–6.
- Fouré A, Le Troter A, Guye M, Mattei J-P, Bendahan D, Gondin J. Localization and quantification of intramuscular damage using statistical parametric mapping and skeletal muscle parcellation. *Sci Rep.* 2015 Dec 22;5(1):18580.
- Fung YC, Skalak R. Biomechanics. Mechanical Properties of Living Tissues. *J Appl Mech.* 1982 Jun 1;49(2):464–5.
- Fusco MA, Martin RS, Chang and MC. Estimation of Intra-abdominal Pressure by Bladder Pressure Measurement: Validity and Methodology. *J Trauma Acute Care Surg.* 2001 Feb;50(2):297–302.
- Gillion J-F, Ortega-Deballon P, Romain B. Eventrations postopératoires : Rapport présenté au 121e congrès français de chirurgie, 2019 [Internet]. 2019 [cited 2019 Jun 3]. Available from: https://www.jle.com/fr/ouvrages/e-docs/eventrations_postoperatoires_313956/ouvrage.phtml
- Godenèche A, Collin P, Walch G, Nové-Josserand L, Gerber C, Kempf J-F. L'infiltration graisseuse musculaire compromet la cicatrisation des réparations du supra-épineux dès le stade 1. *Rev Chir Orthopédique Traumatol.* 2017 Dec 1;103(8, Supplement):S269.
- Grasa J, Sierra M, Lauzeral N, Muñoz MJ, Miana-Mena FJ, Calvo B. Active behavior of abdominal wall muscles: Experimental results and numerical model formulation. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016 Aug 1;61:444–54.
- Gräbel D, Prescher A, Fitzek S, Keyserlingk DG v., Axer H. Anisotropy of human linea alba: A biomechanical study. *J Surg Res.* 2005 Mar 1;124(1):118–25.
- Grevious MA, Cohen M, Shah SR, Rodriguez P. Structural and functional anatomy of the abdominal wall. *Clin Plast Surg.* 2006 Apr;33(2):169–79, v.
- Grillner S, Nilsson J, Thorstensson A. Intra-abdominal pressure changes during natural movements in man. *Acta Physiol Scand.* 1978;103(3):275–83.
- Gudmundsson F, Viste A, Gislason H, Svanes K. Comparison of different methods for measuring intra-abdominal pressure. *Intensive Care Med.* 2002 Apr 1;28(4):509–14.
- Halligan S, Parker SG, Plumb AA, Windsor ACJ. Imaging complex ventral hernias, their surgical repair, and their complications. *Eur Radiol.* 2018 Aug;28(8):3560–9.
- Hasselager R, Gögenur I. Core muscle size assessed by perioperative abdominal CT scan is related to mortality, postoperative complications, and hospitalization after major abdominal surgery: a systematic review. *Langenbecks Arch Surg.* 2014 Mar 1;399(3):287–95.
- Heniford BT, Park A, Ramshaw BJ, Voeller G. Laparoscopic Repair of Ventral Hernias. *Ann Surg.* 2003 Sep;238(3):391–400.

- Henriksen NA, Montgomery A, Kaufmann R, Berrevoet F, East B, Fischer J, et al. Guidelines for treatment of umbilical and epigastric hernias from the European Hernia Society and Americas Hernia Society. *Br J Surg*. 2020 Feb;107(3):171–90.
- Hernández B, Peña E, Pascual G, Rodríguez M, Calvo B, Doblaré M, et al. Mechanical and histological characterization of the abdominal muscle. A previous step to modelling hernia surgery. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011 Apr 1;4(3):392–404.
- Hernández-Gascón B, Mena A, Peña E, Pascual G, Bellón JM, Calvo B. Understanding the passive mechanical behavior of the human abdominal wall. *Ann Biomed Eng*. 2013 Feb;41(2):433–44.
- Hides J, Stanton W, Freke M, Wilson S, McMahon S, Richardson C. MRI study of the size, symmetry and function of the trunk muscles among elite cricketers with and without low back pain. *Br J Sports Med*. 2008 Oct 1;42(10):809–13.
- Hides JA, Boughen CL, Stanton WR, Strudwick MW, Wilson SJ. A magnetic resonance imaging investigation of the transversus abdominis muscle during drawing-in of the abdominal wall in elite Australian Football League players with and without low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010 Jan;40(1):4–10.
- Hill AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc R Soc Lond Ser B - Biol Sci*. 1938 Oct 10;126(843):136–95.
- Holihan JL, Alawadi Z, Martindale RG, Roth JS, Wray CJ, Ko TC, et al. Adverse Events after Ventral Hernia Repair: The Vicious Cycle of Complications. *J Am Coll Surg*. 2015 Aug 1;221(2):478–85.
- Holihan JL, Nguyen DH, Nguyen MT, Mo J, Kao LS, Liang MK. Mesh location in open ventral hernia repair: a systematic review and network meta-analysis. *World J Surg*. 2016;40(1):89–99.
- Honnorat N, Eavani H, Satterthwaite TD, Gur RE, Gur RC, Davatzikos C. GraSP: geodesic Graph-based Segmentation with Shape Priors for the functional parcellation of the cortex. *NeuroImage*. 2015 Feb 1;106:207–21.
- Iberti TJ, Lieber CE, Benjamin E. Determination of intra-abdominal pressure using a transurethral bladder catheter: clinical validation of the technique. *Anesthesiology*. 1989 Jan;70(1):47–50.
- Iii LJM, Khosla S, Crowson CS, O'Connor MK, O'Fallon WM, Riggs BL. Epidemiology of Sarcopenia. *J Am Geriatr Soc*. 2000;48(6):625–30.
- Iqbal A, Haider M, Stadlhuber RJ, Karu A, Corkill S, Filipi CJ. A study of intragastric and intravesicular pressure changes during rest, coughing, weight lifting, retching, and vomiting. *Surg Endosc*. 2008 Dec;22(12):2571–5.
- Itatsu K, Yokoyama Y, Sugawara G, Kubota H, Tojima Y, Kurumiya Y, et al. Incidence of and risk factors for incisional hernia after abdominal surgery. *Br J Surg*. 2014 Oct;101(11):1439–47.

- Jaffe TA, O'Connell MJ, Harris JP, Paulson EK, Delong DM. MDCT of abdominal wall hernias: is there a role for valsalva's maneuver? *AJR Am J Roentgenol.* 2005 Mar;184(3):847-51.
- Janák T, Lafon Y, Petit P, Beillas P. A Method to Use Kriging With Large Sets of Control Points to Morph Finite Element Models of the Human Body. *J Biomech Eng [Internet].* 2020 Nov 12 [cited 2021 Oct 12];143(2). Available from: <https://doi.org/10.1115/1.4048575>
- Janssen I, Heymsfield SB, Wang ZM, Ross R. Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-88 yr. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985. 2000 Jul;89(1):81-8.
- Jiang Z, Witz J-F, Lecomte-Grosbras P, Dequidt J, Cotin S, Rubod C, et al. Multiorgan motion tracking in dynamic magnetic resonance imaging for evaluation of pelvic system mobility and shear strain. *Strain.* 2017;53(2):e12224.
- John EK, Beith ID. Can activity within the external abdominal oblique be measured using real-time ultrasound imaging? *Clin Biomech.* 2007 Nov 1;22(9):972-9.
- Jourdan A, Soucasse A, Scemama U, Gillion JF, Chaumoitre K, Masson C, et al. Abdominal wall morphometric variability based on computed tomography: Influence of age, gender, and body mass index. *Clin Anat.* 2020;33(8):1110-9.
- Jourdan A, Troter AL, Daude P, Rapacchi S, Masson C, Bège T, et al. Semiautomatic quantification of abdominal wall muscles deformations based on dynamic MRI image registration. *NMR Biomed.* 2021;34(4):e4470.
- Kahn HS, Gu Q, Bullard KM, Freedman DS, Ahluwalia N, Ogden CL. Population distribution of the sagittal abdominal diameter (SAD) from a representative sample of US adults: comparison of SAD, waist circumference and body mass index for identifying dysglycemia. *PloS One.* 2014;9(10):e108707.
- Kanehisa H, Miyatani M, Azuma K, Kuno S, Fukunaga T. Influences of age and sex on abdominal muscle and subcutaneous fat thickness. *Eur J Appl Physiol.* 2004 May 1;91(5):534-7.
- Kim RJ, Wu E, Rafael A, Chen E-L, Parker MA, Simonetti O, et al. The Use of Contrast-Enhanced Magnetic Resonance Imaging to Identify Reversible Myocardial Dysfunction. *N Engl J Med.* 2000 Nov 16;343(20):1445-53.
- Kirkpatrick AW, Roberts DJ, De Waele J, Jaeschke R, Malbrain MLNG, De Keulenaer B, et al. Intra-abdominal hypertension and the abdominal compartment syndrome: updated consensus definitions and clinical practice guidelines from the World Society of the Abdominal Compartment Syndrome. *Intensive Care Med.* 2013 Jul;39(7):1190-206.
- Klinge U, Klosterhalfen B, Conze J, Limberg W, Obolenski B, Öttinger AP, et al. Modified mesh for hernia repair that is adapted to the physiology of the abdominal wall. *Eur J Surg.* 1998;164(12):951-60.
- Köckerling F, Sharma A. Ventral and Incisional Hernias: Differences and Indications for Laparoscopic Surgery. In: Bittner R, Köckerling F, Fitzgibbons Jr Robert J, LeBlanc KA, Mittal SK, Chowbey P, editors. *Laparo-endoscopic Hernia Surgery: Evidence*

- Based Clinical Practice [Internet]. Berlin, Heidelberg: Springer; 2018 [cited 2021 Aug 25]. p. 261–6. Available from: https://doi.org/10.1007/978-3-662-55493-7_23
- Kokotovic D, Gögenur I, Helgstrand F. Substantial variation among hernia experts in the decision for treatment of patients with incisional hernia: a descriptive study on agreement. *Hernia*. 2017 Apr 1;21(2):271–8.
- Konerding MA, Bohn M, Wolloscheck T, Batke B, Holste J-L, Wohlert S, et al. Maximum forces acting on the abdominal wall: Experimental validation of a theoretical modeling in a human cadaver study. *Med Eng Phys*. 2011 Jul 1;33(6):789–92.
- Kroese LF, Harlaar JJ, Ordrenneau C, Verhelst J, Guérin G, Turquier F, et al. The 'AbdoMAN': an artificial abdominal wall simulator for biomechanical studies on laparotomy closure techniques. *Hernia*. 2017 Oct 1;21(5):783–91.
- Kroese LF, Kleinrensink G-J, Lange JF, Gillion J-F, Ain J-F, Beck M, et al. External Validation of the European Hernia Society Classification for Postoperative Complications after Incisional Hernia Repair: A Cohort Study of 2,191 Patients. *J Am Coll Surg*. 2018 Mar 1;226(3):223–229.e1.
- Kron IL, Harman PK, Nolan SP. The measurement of intra-abdominal pressure as a criterion for abdominal re-exploration. *Ann Surg*. 1984 Jan;199(1):28–30.
- Kuk JL, Saunders TJ, Davidson LE, Ross R. Age-related changes in total and regional fat distribution. *Ageing Res Rev*. 2009 Oct 1;8(4):339–48.
- Lang RA, Buhmann S, Hopman A, Steitz H-O, Lienemann A, Reiser MF, et al. Cine-MRI detection of intraabdominal adhesions: correlation with intraoperative findings in 89 consecutive cases. *Surg Endosc*. 2008 Nov 1;22(11):2455–61.
- Lang RM, Bierig M, Devereux RB, Flachskampf FA, Foster E, Pellikka PA, et al. Recommendations for chamber quantification. *Eur J Echocardiogr*. 2006 Mar 1;7(2):79–108.
- Le Huu Nho R, Mege D, Ouaïssi M, Sielezneff I, Sastre B. Incidence and prevention of ventral incisional hernia. *J Visc Surg*. 2012 Oct 1;149(5, Supplement):e3–14.
- Le Ruyet A, Yurtkap Y, Hartog FPJ den, Vegleur A, Turquier F, Lange JF, et al. Differences in biomechanics of abdominal wall closure with and without mesh reinforcement: A study in post mortem human specimens. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020 May 1;105:103683.
- Le Troter A, Fouré A, Guye M, Confort-Gouny S, Mattei J-P, Gondin J, et al. Volume measurements of individual muscles in human quadriceps femoris using atlas-based segmentation approaches. *Magn Reson Mater Phys Biol Med*. 2016 Apr 1;29(2):245–57.
- Lee H-J, Lee K-W, Takeshi K, Lee Y-W, Kim H-J. Correlation analysis between lower limb muscle architectures and cycling power via ultrasonography. *Sci Rep*. 2021 Mar 8;11(1):5362.

- Lee S, Janssen I, Ross R. Interindividual variation in abdominal subcutaneous and visceral adipose tissue: influence of measurement site. *J Appl Physiol*. 2004 Sep 1;97(3):948–54.
- Levillain A, Orhant M, Turquier F, Hoc T. Contribution of collagen and elastin fibers to the mechanical behavior of an abdominal connective tissue. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Aug 1;61:308–17.
- Liu J, Wang Y, Wen Z, Feng L, Lima APS, Mahadevan VS, et al. Extending Cardiac Functional Assessment with Respiratory-Resolved 3D Cine MRI. *Sci Rep*. 2019 09;9(1):11563.
- Luijendijk RW, Hop WCJ, van den Tol MP, de Lange DCD, Braaksma MMJ, IJzermans JNM, et al. A Comparison of Suture Repair with Mesh Repair for Incisional Hernia. *N Engl J Med*. 2000 Aug 10;343(6):392–8.
- Lyons M, Winter DC, Simms CK. Mechanical characterisation of porcine rectus sheath under uniaxial and biaxial tension. *J Biomech*. 2014 Jun 3;47(8):1876–84.
- Malbrain MLNG, Cheatham ML, Kirkpatrick A, Sugrue M, Parr M, De Waele J, et al. Results from the International Conference of Experts on Intra-abdominal Hypertension and Abdominal Compartment Syndrome. I. Definitions. *Intensive Care Med*. 2006 Nov 1;32(11):1722–32.
- Malbrain MLNG, Chiumello D, Pelosi P, Wilmer A, Brienza N, Malcangi V, et al. Prevalence of intra-abdominal hypertension in critically ill patients: a multicentre epidemiological study. *Intensive Care Med*. 2004 May 1;30(5):822–9.
- Malbrain MLNG, Deeren D, De Potter TJR. Intra-abdominal hypertension in the critically ill: it is time to pay attention. *Curr Opin Crit Care*. 2005 Apr;11(2):156–71.
- Mannion AF, Pulkovski N, Toma V, Sprott H. Abdominal muscle size and symmetry at rest and during abdominal hollowing exercises in healthy control subjects. *J Anat*. 2008;213(2):173–82.
- Mari A, Dupas C, Vallée F. Hypertension intra-abdominale: conséquences physiopathologiques et techniques de mesure. *Réanimation*. 2009 Mar;18(2):128–36.
- Marson W. Observations on Abdominal Pressure in Obstetrical Practice. *Lond Med Phys J*. 1819 Apr;41(242):300.
- Martins P, Peña E, Jorge RMN, Santos A, Santos L, Mascarenhas T, et al. Mechanical characterization and constitutive modelling of the damage process in rectus sheath. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012 Apr 1;8:111–22.
- Matta J, Zins M, Feral-Pierssens AL, Carette C, Ozguler A, Goldberg M, et al. Prévalence du surpoids, de l'obésité et des facteurs de risque cardio-métaboliques dans la cohorte Constances. *Bull Epidémiol Hebd*. 2016;(35-36):640-6.
- Maurovich-Horvat P, Massaro J, Fox CS, Moselewski F, O'Donnell CJ, Hoffmann U. Comparison of anthropometric, area- and volume-based assessment of abdominal subcutaneous and visceral adipose tissue volumes using multi-detector computed tomography. *Int J Obes*. 2007 Mar;31(3):500–6.

- Mazonakis M, Damilakis J. Computed tomography: What and how does it measure? *Eur J Radiol.* 2016 Aug 1;85(8):1499–504.
- McCaffrey C, Chevalerias O, O'Mathuna C, Twomey K. Swallowable-Capsule Technology. *IEEE Pervasive Comput.* 2008 Jan;7(1):23–9.
- McCarthy P. FSLeves [Internet]. Zenodo; 2019 [cited 2020 May 4]. Available from: https://zenodo.org/record/3530921#.Xq_E96gzZPY
- McCarthy TA. Validity of rectal pressure measurements as indication of intra-abdominal pressure changes during urodynamic evaluation. *Urology.* 1982 Dec 1;20(6):657–60.
- Mesquita Montes A, Baptista J, Crasto C, de Melo CA, Santos R, Vilas-Boas JP. Abdominal muscle activity during breathing with and without inspiratory and expiratory loads in healthy subjects. *J Electromyogr Kinesiol.* 2016 Oct 1;30:143–50.
- Mew R. Comparison of changes in abdominal muscle thickness between standing and crook lying during active abdominal hollowing using ultrasound imaging. *Man Ther.* 2009 Dec 1;14(6):690–5.
- Miller HJ, Novitsky YW. Chapter 52 - Ventral Hernia and Abdominal Release Procedures. In: Yeo CJ, editor. *Shackelford's Surgery of the Alimentary Tract, 2 Volume Set (Eighth Edition)* [Internet]. Philadelphia: Content Repository Only!; 2019. p. 571–89. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780323402323000522>
- Misuri G, Colagrande S, Gorini M, Iandelli I, Mancini M, Duranti R, et al. In vivo ultrasound assessment of respiratory function of abdominal muscles in normal subjects. *Eur Respir J.* 1997 Dec 1;10(12):2861–7.
- Moeskops P, Wolterink JM, van der Velden BHM, Gilhuijs KGA, Leiner T, Viergever MA, et al. Deep Learning for Multi-task Medical Image Segmentation in Multiple Modalities. In: Ourselin S, Joskowicz L, Sabuncu MR, Unal G, Wells W, editors. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2016*. Cham: Springer International Publishing; 2016. p. 478–86. (Lecture Notes in Computer Science).
- Moore KL, Dalley AF. *Clinically Oriented Anatomy*. Wolters kluwer india Pvt Ltd; 2018.
- Muysoms FE, Miserez M, Berrevoet F, Campanelli G, Champault GG, Chelala E, et al. Classification of primary and incisional abdominal wall hernias. *Hernia J Hernias Abdom Wall Surg.* 2009 Aug;13(4):407–14.
- Nedungadi TP, Clegg DJ. Sexual Dimorphism in Body Fat Distribution and Risk for Cardiovascular Diseases. *J Cardiovasc Transl Res.* 2009 Sep 1;2(3):321–7.
- Neumann P, Gill V. Pelvic Floor and Abdominal Muscle Interaction: EMG Activity and Intra-abdominal Pressure. *Int Urogynecology J.* 2002 Apr 1;13(2):125–32.
- Ogier A, Sdika M, Fouré A, Le Troter A, Bendahan D. Individual muscle segmentation in MR images: A 3D propagation through 2D non-linear registration approaches. In: 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2017. p. 317–20.

- Ogier AC, Heskamp L, Michel CP, Fouré A, Bellemare M-E, Troter AL, et al. A novel segmentation framework dedicated to the follow-up of fat infiltration in individual muscles of patients with neuromuscular disorders. *Magn Reson Med.* 2020;83(5):1825–36.
- Ogier AC, Rapacchi S, Troter AL, Bellemare M-E. 3D Dynamic MRI for Pelvis Observation - a First Step. In: 2019 IEEE 16th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI 2019). 2019. p. 1801–4.
- Ong F, Zhu X, Cheng JY, Johnson KM, Larson PEZ, Vasanawala SS, et al. Extreme MRI: Large-scale volumetric dynamic imaging from continuous non-gated acquisitions. *Magn Reson Med.* 2020;84(4):1763–80.
- Ott DE. Abdominal Compliance and Laparoscopy: A Review. *JLS.* 2019 Mar;23(1):e2018.00080.
- Pachera P, Pavan PG, Todros S, Cavinato C, Fontanella CG, Natali AN. A numerical investigation of the healthy abdominal wall structures. *J Biomech.* 2016 Jun 14;49(9):1818–23.
- Padfield D, Miller J. A Label Geometry Image Filter for Multiple Object Measurement. *Insight J.* 2008 Aug 14;301.
- Paramore RH. The Intra-Abdominal Pressure in Pregnancy. *Proc R Soc Med.* 1913 Jul 1;6(Obstet_Gynaecol):291–334.
- Paroz A, Martinet O, Mosimann F. Le syndrome du compartiment abdominal : Chirurgie. *Syndr Compart Abdom Chir.* 2002;60(2396):1226–9.
- Pereira JA, López-Cano M, Hernández-Granados P, Feliu X. Initial Results of the National Registry of Incisional Hernia. *Cir Esp Engl Ed.* 2016 Dec 1;94(10):595–602.
- Pluta RM, Burke AE, Golub RM. Abdominal Hernia. *JAMA.* 2011 May 25;305(20):2130–2130.
- Punekar IRA, Khouri JS, Catanzaro M, Shaikh AL, Langstein HN. Redefining the Rectus Sheath: Implications for Abdominal Wall Repair [Internet]. 2018 [cited 2019 Jun 18]. Available from: <https://www.ingentaconnect.com/content/wk/prs/2018/00000141/00000002/art00062>
- Putz R. Sobotta - Atlas of Human Anatomy Single Volume Edition: Head, Neck, Upper Limb, Thorax, Abdomen, Pelvis, Lower Limb. 14th ed. München: Churchill Livingstone; 2008.
- Rademacher J, Galaburda AM, Kennedy DN, Filipek PA, Caviness VS. Human cerebral cortex: localization, parcellation, and morphometry with magnetic resonance imaging. *J Cogn Neurosci.* 1992;4(4):352–74.
- Ramshorst GH van, Lange JF, Goossens RHM, Agudelo NL, Kleinrensink GJ, Verwaal M, et al. Non-invasive measurement of intra-abdominal pressure: a preliminary study. *Physiol Meas.* 2008;29(8):N41.

- van Ramshorst GH, Salih M, Hop WCJ, Waes OJF van, Kleinrensink G-J, Goossens RHM, et al. Noninvasive Assessment of Intra-Abdominal Pressure by Measurement of Abdominal Wall Tension. *J Surg Res*. 2011 Nov 1;171(1):240-4.
- Randall D, Joosten F, Ten Broek RP, Gillott R, Bardhan KD, Strik C, et al. A novel diagnostic aid for intra-abdominal adhesion detection in cine-MRI: pilot study and initial diagnostic impressions. *Br J Radiol* [Internet]. 2017 Jul 14 [cited 2020 Mar 26];90(1077). Available from: <https://www.birpublications.org/doi/full/10.1259/bjr.20170158>
- Rath A, Attali P, Dumas J, Goldlust D, Zhang J, Chevrel J. The abdominal linea alba: an anatomo-radiologic and biomechanical study. *Surg Radiol Anat*. 1996 Dec 1;18(4):281-8.
- Rauch S, Johannes A, Zollhöfer B, Muellenbach RM. Evaluating intra-abdominal pressures in a porcine model of acute lung injury by using a wireless motility capsule. *Med Sci Monit Int Med J Exp Clin Res*. 2012 May 1;18(5):BR163-6.
- Regnard JF, Hay JM, Rea S, Fingerhut A, Flamant Y, Maillard JN. Ventral incisional hernias: incidence, date of recurrence, localization and risk factors. *Ital J Surg Sci*. 1988;18(3):259-65.
- Romain B, Renard Y, Binquet C, Poghosyan T, Moszkowicz D, Gillion J-F, et al. Recurrence after elective incisional hernia repair is more frequent than you think: An international prospective cohort from the French Society of Surgery. *Surgery*. 2020 Jul 1;168(1):125-34.
- Rozov R, Pottecher T, Launoy A. Mesure de la pression intra-abdominale par voie vésicale. *Ann Fr Anesth Réanimation*. 2004 Apr 1;23(4):433-4.
- Saad RJ, Hasler WL. A Technical Review and Clinical Assessment of the Wireless Motility Capsule. *Gastroenterol Hepatol*. 2011 Dec;7(12):795-804.
- Sabbagh C, Dumont F, Robert B, Badaoui R, Verhaeghe P, Regimbeau J-M. Peritoneal volume is predictive of tension-free fascia closure of large incisional hernias with loss of domain: a prospective study. *Hernia J Hernias Abdom Wall Surg*. 2011 Oct;15(5):559-65.
- Sanchez NC, Tenofsky PL, Dort JM, Shen LY, Helmer SD, Smith RS. What is normal intra-abdominal pressure? *Am Surg*. 2001 Mar;67(3):243-8.
- Schindelin J, Arganda-Carreras I, Frise E, Kaynig V, Longair M, Pietzsch T, et al. Fiji: an open-source platform for biological-image analysis. *Nat Methods*. 2012 Jul;9(7):676-82.
- Shahzad R, Tao Q, Dzyubachyk O, Staring M, Lelieveldt BPF, van der Geest RJ. Fully-automatic left ventricular segmentation from long-axis cardiac cine MR scans. *Med Image Anal*. 2017 Jul 1;39:44-55.
- Shaw JM, Hamad NM, Coleman TJ, Egger MJ, Hsu Y, Hitchcock R, et al. Intra-abdominal pressures during activity in women using an intra-vaginal pressure transducer. *J Sports Sci*. 2014 Jul 21;32(12):1176-85.

- Simón-Allué R, Calvo B, Oberai AA, Barbone PE. Towards the mechanical characterization of abdominal wall by inverse analysis. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;66:127–37.
- Simón-Allué R, Hernández-Gascón B, Lèoty L, Bellón JM, Peña E, Calvo B. Prostheses size dependency of the mechanical response of the herniated human abdomen. *Hernia.* 2016 Dec 1;20(6):839–48.
- Slater NJ, Knaapen L, van Goor H. Abdominal wall defects: pathogenesis, prevention and repair. *Surg Oxf.* 2015 May 1;33(5):206–13.
- Song C, Alijani A, Frank T, Hanna G, Cuschieri A. Elasticity of the living abdominal wall in laparoscopic surgery. *J Biomech.* 2006;39(3):587–91.
- Sottier D, Petit J-M, Guiu S, Hamza S, Benhamiche H, Hillon P, et al. Quantification of the visceral and subcutaneous fat by computed tomography: Interobserver correlation of a single slice technique. *Diagn Interv Imaging.* 2013 Sep 1;94(9):879–84.
- Sugerman HJ, Kellum JM, Reines HD, DeMaria EJ, Newsome HH, Lowry JW. Greater risk of incisional hernia with morbidly obese than steroid-dependent patients and low recurrence with prefascial polypropylene mesh. *Am J Surg.* 1996 Jan;171(1):80–4.
- Sugrue M, Bauman A, Jones F, Bishop G, Flabouris A, Parr M, et al. Clinical examination is an inaccurate predictor of intraabdominal pressure. *World J Surg.* 2002 Dec;26(12):1428–31.
- Sugrue M, Buist M, Lee A, Sanchez, Hillman K. Intra-abdominal pressure measurement using a modified nasogastric tube: description and validation of a new technique. *Intensive Care Med.* 1994 Nov 1;20(8):588–90.
- Szymczak C, Lubowiecka I, Tomaszewska A, Śmietański M. Investigation of abdomen surface deformation due to life excitation: Implications for implant selection and orientation in laparoscopic ventral hernia repair. *Clin Biomech.* 2012 Feb 1;27(2):105–10.
- Tayebi S, Gutierrez A, Mohout I, Smets E, Wise R, Stiens J, et al. A concise overview of non-invasive intra-abdominal pressure measurement techniques: from bench to bedside. *J Clin Monit Comput.* 2021 Feb 1;35(1):51–70.
- Tee M, Noble JA, Bluemke DA. Imaging techniques for cardiac strain and deformation: comparison of echocardiography, cardiac magnetic resonance and cardiac computed tomography. *Expert Rev Cardiovasc Ther.* 2013 Feb 1;11(2):221–31.
- Timmins RG, Shield AJ, Williams MD, Lorenzen C, Opar DA. Architectural adaptations of muscle to training and injury: a narrative review outlining the contributions by fascicle length, pennation angle and muscle thickness. *Br J Sports Med.* 2016 Dec;50(23):1467–72.
- Todros S, de Cesare N, Concheri G, Natali AN, Pavan PG. Numerical modelling of abdominal wall mechanics: The role of muscular contraction and intra-abdominal pressure. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020 Mar 1;103:103578.

- Todros S, de Cesare N, Pianigiani S, Concheri G, Savio G, Natali AN, et al. 3D surface imaging of abdominal wall muscular contraction. *Comput Methods Programs Biomed.* 2019 Jul 1;175:103–9.
- Tong Y, Udupa JK, Torigian DA. Optimization of abdominal fat quantification on CT imaging through use of standardized anatomic space: A novel approach. *Med Phys.* 2014;41(6Part1):063501.
- Tran D, Mitton D, Voirin D, Turquier F, Beillas P. Contribution of the skin, rectus abdominis and their sheaths to the structural response of the abdominal wall ex vivo. *J Biomech.* 2014 Sep 22;47(12):3056–63.
- Tran D, Podwojewski F, Beillas P, Ottenio M, Voirin D, Turquier F, et al. Abdominal wall muscle elasticity and abdomen local stiffness on healthy volunteers during various physiological activities. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016 Jul 1;60:451–9.
- Turnbull D, Webber S, Hamnegard CH, Mills GH. Intra-abdominal pressure measurement: validation of intragastric pressure as a measure of intra-abdominal pressure. *BJA Br J Anaesth.* 2007 May 1;98(5):628–34.
- Tustison NJ, Avants B avants. Explicit B-spline regularization in diffeomorphic image registration. *Front Neuroinformatics [Internet].* 2013 [cited 2020 Jun 10];7. Available from: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fninf.2013.00039/full>
- Tustison NJ, Avants BB, Cook PA, Zheng Y, Egan A, Yushkevich PA, et al. N4ITK: Improved N3 Bias Correction. *IEEE Trans Med Imaging.* 2010 Jun;29(6):1310–20.
- Tzelepis GE, Nasiff L, McCool FD, Hammond J. Transmission of pressure within the abdomen. *J Appl Physiol.* 1996 Sep 1;81(3):1111–4.
- Tzourio-Mazoyer N, Landeau B, Papathanassiou D, Crivello F, Etard O, Delcroix N, et al. Automated anatomical labeling of activations in SPM using a macroscopic anatomical parcellation of the MNI MRI single-subject brain. *NeuroImage.* 2002 Jan;15(1):273–89.
- Upendra RR, Dangi S, Linte CA. Automated Segmentation of Cardiac Chambers from Cine Cardiac MRI Using an Adversarial Network Architecture. *Proc SPIE-- Int Soc Opt Eng [Internet].* 2020 Feb [cited 2020 Jul 31];11315. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7375745/>
- Urquhart DM, Barker PJ, Hodges PW, Story IH, Briggs CA. Regional morphology of the transversus abdominis and obliquus internus and externus abdominis muscles. *Clin Biomech.* 2005 Mar 1;20(3):233–41.
- Vitte E, Chevallier J-M, Barnaud A. *Nouvelle anatomie humaine : atlas médical pratique : nomenclatures internationale, française classique et anglo-saxonne.* Vuibert; 2006.
- Walt S van der, Schönberger JL, Nunez-Iglesias J, Boulogne F, Warner JD, Yager N, et al. scikit-image: image processing in Python. *PeerJ.* 2014 Jun 19;2:e453.
- Wang F-Z, Sun H, Zhou J, Sun L-L, Pan S-N. Reliability and Validity of Abdominal Skeletal Muscle Area Measurement Using Magnetic Resonance Imaging. *Acad Radiol.* 2020 Oct 28;

- Wegdam JA, Thoolen JMM, Nienhuijs SW, de Bouvy N, de Vries Reilingh TS. Systematic review of transversus abdominis release in complex abdominal wall reconstruction. *Hernia*. 2019 Feb 1;23(1):5-15.
- Wells DJ. Animal welfare and the 3Rs in European biomedical research. *Ann N Y Acad Sci*. 2011;1245(1):14-6.
- Weston AD, Korfiatis P, Kline TL, Philbrick KA, Kostandy P, Sakinis T, et al. Automated Abdominal Segmentation of CT Scans for Body Composition Analysis Using Deep Learning. *Radiology*. 2019 Mar 1;290(3):669-79.
- Whitehead-Clarke T, Karanjia R, Banks J, Beynon V, Parker S, Sanders D, et al. The experimental methodology and comparators used for in vivo hernia mesh testing: a 10-year scoping review. *Hernia* [Internet]. 2021 Jan 12 [cited 2021 Oct 22]; Available from: <https://doi.org/10.1007/s10029-020-02360-x>
- WHO. Overweight and obesity [Internet]. WHO. 2016 [cited 2019 Oct 16]. Available from: http://www.who.int/gho/ncd/risk_factors/overweight/en/
- Wilson WH. Effect of breathing on the intra-abdominal pressure. *J Physiol*. 1933 Oct 25;79(4):481-6.
- Wise RD, Rodseth RN, Correa-Martin L, Margallo FMS, Becker P, Castellanos G, et al. Correlation between different methods of intraabdominal pressure monitoring in varying intraabdominal hypertension models. *South Afr J Crit Care*. 2017 Jan 1;33(1):15-18-18.

Liste des figures

FIGURE 1.1 : SCHEMATISATION DES RELATIONS ENTRE LES DIFFERENTES NOTIONS DE MECANIQUE DES SOLIDES DEFORMABLES	20
FIGURE 1.2 : PLANS ET AXES DE REFERENCE DE L'ANATOMIE HUMAINE ; (WIKIMEDIA COMMONS)	21
FIGURE 1.3 : COUPE SAGITTALE DU CORPS HUMAIN MONTRANT L'EMPLACEMENT DE LA CAVITE ABDOMINALE ; (WIKIMEDIA COMMONS)	22
FIGURE 1.4 : DELIMITATIONS ANATOMIQUES DE L'ABDOMEN ; (DRAKE ET AL. 2009)	23
FIGURE 1.5 : CONTENU DE LA CAVITE ABDOMINALE ; (DRAKE ET AL. 2009)	24
FIGURE 1.6 : ELEMENTS SQUELETTIQUES (A) ET MUSCULAIRES (B) DE LA PAROI ABDOMINALE ; (ADAPTE DE DRAKE ET AL. 2009)....	25
FIGURE 1.7 : PLAN AXIAL AU-DESSUS (A) ET EN-DESSOUS (B) DE LA LIGNE ARQUEE	26
FIGURE 1.8 : REPRESENTATION DE L'ORIENTATION DES FIBRES MUSCULAIRES DES MUSCLES GRANDS DROITS (A), TRANSVERSES (B), INTERNES OBLIQUES (C) ET EXTERNES OBLIQUES (D) ; (ADAPTE DE MOORE AND DALLEY 2018).....	27
FIGURE 1.9 : MECANISME DE LA RESPIRATION ; INTERACTIONS ENTRE LE DIAPHRAGME ET LA PAROI ABDOMINALE ; (ADAPTE DE DRAKE ET AL. 2009).....	28
FIGURE 1.10 : EFFETS DE LA CONTRACTION DES MUSCLES ABDOMINAUX LORS DE LA RETENTION DE L'AIR DANS LE THORAX (VOIES AERIENNES FERMEES) SUR LA PRESSION INTRA-ABDOMINALE ; (DRAKE ET AL. 2009)	29
FIGURE 1.11 : FORCES DE PRESSION INTRA-ABDOMINALE APPLIQUEES SUR FACE INTERNE DE LA PAROI ABDOMINALE (1) ET EFFORT DE TRACTION RESULTANT (2) AGISSANT SUR LA LIGNE BLANCHE (A)	31
FIGURE 1.12 : HERNIE ABDOMINALE DE LA LIGNE BLANCHE	32
FIGURE 1.13 : LOCALISATION ET NOMENCLATURE DES HERNIES ; LES HERNIES LOMBAIRES, SITUEES DANS DES REGIONS DE FAIBLESSE DE LA PAROI ABDOMINALE DORSALE NE SONT PAS ILLUSTRÉES SUR LA FIGURE ; (KÖCKERLING AND SHARMA 2018).....	34
FIGURE 1.14 : EFFET DE LA TOUX SUR LE VOLUME DU SAC HERNIAIRE CHEZ UNE PATIENTE SOUFFRANT D'UNE HERNIE INCISIONNELLE DE LA LIGNE BLANCHE; A : POSITION DE REPOS ; B : EFFORT DE TOUX ET AUGMENTATION DU VOLUME HERNIAIRE ; SUR LE SCHEMA, LES FLECHES ROUGES REPRESENTENT LES EFFORTS APPLIQUES PAR LA CONTRACTION MUSCULAIRE SUR LE CONTENU ABDOMINAL (2) ET LES FLECHES NOIRES REPRESENTENT LES EFFORTS RESULTANTS SUR LE SAC HERNIAIRE (1)	34
FIGURE 1.15 : ECHOGRAPHIE D'UNE HERNIE DE PETITE TAILLE A TRAVERS LA LIGNE BLANCHE, ENTRE LES DEUX MUSCLES DROITS DE L'ABDOMEN ; ADAPTE DE HTTPS://WWW.IMAGE-ECHOGRAPHIE.NET/?R=8&SSR=104&A=846	35
FIGURE 1.16 : ACQUISITION TOMOGRAPHIQUE AXIALE PREOPERATOIRE MONTRANT UNE HERNIE DE LA LIGNE BLANCHE CONTENANT DE L'INTESTIN GRELE; LE SAC HERNIAIRE EST ENTOURE DE POINTILLES BLANC ET LA LARGEUR DU DEFAUT DANS LA DIRECTION TRANSVERSE EST INDIQUEE PAR UNE FLECHE ; (ADAPTE DE HALLIGAN ET AL. 2018)	36
FIGURE 1.17 : TOMOGRAPHIE D'UN HOMME DE 40 ANS SOUFFRANT D'UNE HERNIE DE LA PAROI ABDOMINALE ; A : POSITION DE REPOS, LA DEFICIENCE DE LA PAROI ABDOMINALE ANTERIEURE EST INDIQUEE PAR DES FLECHES ; LA LIGNE HORIZONTALE INDIQUE LE DIAMETRE TRANSVERSAL DE L'OUVERTURE DE LA HERNIE. LA LIGNE VERTICALE COURTE INDIQUE LA MESURE ANTEROPOSTERIEURE DU SAC HERNIAIRE; B : MANŒUVRE DE VALSALVA MONTRANT UNE PROTRUSION SUPPLEMENTAIRE DE LA	

GRAISSE VISCERALE ET DE L'INTESTIN GRELE DANS LE SAC HERNIAIRE (FLECHES) ; LE DIAMETRE DE LA HERNIE ET LA MESURE ANTEROPOSTERIEURE DU SAC HERNIAIRE SONT CONSIDERABLEMENT AUGMENTES ; (ADAPTE DE JAFFE ET AL. 2005)	37
FIGURE 1.18 : A : SCHEMA DE REPARATION D'UNE HERNIE DE LA LIGNE BLANCHE PAR LAPAROTOMIE AVEC POSE D'UN IMPLANT PROTHETIQUE PREPERITONEAL ; B : SCHEMA DE REPARATION D'UNE HERNIE PAR LAPAROSCOPIE AVEC INSUFFLATION DE GAZ PERMETTANT D'AUGMENTER LE VOLUME INTRA-ABDOMINAL ET DE FACILITER LA POSE D'UN IMPLANT INTRAPERITONEAL.	38
FIGURE 1.19 : DIFFERENTS POSITIONNEMENTS DE L'IMPLANT PROTHETIQUE DANS LA REPARATION DES HERNIES ABDOMINALES.....	39
FIGURE 1.20 : CEINTURE ABDOMINALE POST-OPERATOIRE; MODELE DIGIBELT® DE LA MARQUE CERECARE	40
FIGURE 1.21 : LE CERCLE VICIEUX DES CURES D'HERNIES ABDOMINALES ; (HOLIHAN ET AL. 2015)	41
FIGURE 1.22 : PRESSIONS MAXIMALES GENEREE PAR DES MANŒUVRES VARIEES ; (COBB ET AL. 2005)	44
FIGURE 1.23 : RELATION ENTRE PRESSION INTRA-ABDOMINALE ET EFFORT INDUIT DANS LA DIRECTION TRANSVERSE SUR LA LIGNE BLANCHE POUR 7 SUJETS ANATOMIQUES ; 200 MBAR = 150 MMHG ; (KONERDING ET AL. 2011)	45
FIGURE 1.24 : PAROI ABDOMINALE AVANT INSUFFLATION (A) ET LORS DE L'INSUFFLATION A 12 MMHG (B) ; (SONG ET AL. 2006) ..	47
FIGURE 1.25 : EVOLUTION DU RAYON DE COURBURE TRANSVERSE ET LONGITUDINAL DE LA PAROI ABDOMINAL LORS DE L'INSUFFLATION (A); EVOLUTION DU DEPLACEMENT ANTERIEUR DE L'OMBILIC (B); EVOLUTION DU VOLUME CREE DANS LA CAVITE ABDOMINALE (C); (SONG ET AL. 2006)	47
FIGURE 1.26 : DEPLACEMENTS DE LA SURFACE DE LA PAROI ABDOMINALE LORS DE LA MANŒUVRE DE VALSALVA DANS LE PLAN TRANSVERSE (LOCALISE EN POINTILLE SUR LA DROITE DE LA FIGURE) POUR 10 VOLONTAIRES ; ADAPTE DE (TODROS ET AL. 2019)	48
FIGURE 1.27 : DEFORMATIONS MOYENNES DE LA PAROI ABDOMINALE MESUREES DANS LES DIRECTIONS LONGITUDINALE ET TRANSVERSE ; (SZYMCZAK ET AL. 2012)	49
FIGURE 1.28 : ECHOGRAPHIE DES MUSCLES LATERAUX AU REPOS ET LORS DE LA CONTRACTION MUSCULAIRE ; LA FLECHE M1 REPRESENTE L'EPAISSEUR DU MUSCLE OBLIQUE EXTERNE (EO) AU REPOS ET LA FLECHE M2 LORS DE LA CONTRACTION MUSCULAIRE ; IO = MUSCLE OBLIQUE INTERNE, TA = MUSCLE TRANSVERSE DE L'ABDOMEN ; (JOHN AND BEITH 2007).....	50
FIGURE 1.29 : REPRESENTATION SCHEMATIQUE DES PHENOMENES EN JEUX LORS D'UN ESSAI DE TRACTION UNIAXIALE SUR LA LIGNE BLANCHE ; A : ELONGATION IMPOSEE SUR L'ECHANTILLON LORS DE L'ESSAI EN FONCTION DU TEMPS ; B : MESURE DE L'EFFORT EN FONCTION DU TEMPS DURANT L'ESSAI ; C : RELATION FORCE-ELONGATION DES TISSUS ; D : EVOLUTION DE L'ALIGNEMENT DES FIBRES DU TISSU EN FONCTION DE L'ELONGATION ; (FÖRSTEMANN ET AL. 2011)	52
FIGURE 1.30 : REPRESENTATION DES MODULES D'ELASTICITE TANGENTS EN PETITE (E_0) ET GRANDE DEFORMATION (E') POUR LA LIGNE BLANCHE (LINEA ALBA) ET LES GAINES ANTERIEURES ET POSTERIEURES DES MUSCLES GRANDS DROITS (ANTERIOR RS ET POSTERIOR RS) DANS LES DIRECTIONS LONGITUDINALES (L) ET TRANSVERSES (T) ; (ASTRUC ET AL. 2018)	53
FIGURE 1.31 : COURBES CONTRAINTE-ALLONGEMENT DU MUSCLE TRANSVERSE DE L'ABDOMEN LORS D'UN ESSAI DE TRACTION UNIAXIALE DANS LA DIRECTION DES FIBRES MUSCULAIRES, POUR 12 SUJETS ANATOMIQUES ; (ADAPTE DE CARDOSO 2012) ...	54
FIGURE 1.32 : DISTRIBUTION DES DEPLACEMENTS (MM) (A) ET DISTRIBUTION DES CONTRAINTES (MPA) (B-D) LORS D'UNE HAUSSE DE PIA DE 20 MMHG ; LES CONTRAINTES SONT INDIQUEES POUR LES DIFFERENTES STRUCTURES ANATOMIQUES A TRAVERS L'EPAISSEUR DU MODELE DANS LA PARTIE FRONTALE DE L'ABDOMEN ; (HERNANDEZ-GASCON ET AL. 2013)	57
FIGURE 1.33 : DEPLACEMENTS ANTERO-POSTERIEURS EXPERIMENTAUX (A) ET NUMERIQUES (B) DE LA SURFACE DE LA PAROI ABDOMINALE LORS D'UN EXERCICE DE CONTRACTION ABDOMINALE ; (TODROS ET AL. 2020)	58

FIGURE 2.1 : DETAILS OF MEASUREMENTS; A : ANATOMICAL IMAGE WITH REGIONS OF INTEREST; IN (B) IS DRAWN THE THICKNESS OF THE RA, EO, IO AND TA, THE LA AND THE APONEUROSES OF THE EO, IO, AND TA; IN (C) IS HIGHLIGHTED THE FD OF THE RIGHT RA.	68
FIGURE 2.2 : THE ASYMMETRY RATE OF THE FOUR ABDOMINAL WALL	75
FIGURE 2.3 : COMPARISON OF THE GEOMETRY OF THE ABDOMINAL WALL MUSCLES OF THE MOST REPRESENTATIVE SUBJECTS (DETERMINED ON THE GRAPH OF INDIVIDUALS OF THE PRINCIPAL COMPONENT ANALYSIS) FOR (A) AGE GROUPS; (B) GENDER GROUPS; (c) BMI GROUPS. BMI, BODY MASS INDEX.	77
FIGURE 3.1 : A : POSITION OF THE MRI SLAB I.E. (L3-L4); AXIAL IMAGES OF THE ABDOMEN RECORDED AT END-EXHALATION (B), AT REST (C) AND AT END-INHALATION (D); IN EACH IMAGE, THE WAIST CIRCUMFERENCE (WC), HIGHLIGHTED IN ORANGE, WAS AUTOMATICALLY TRACKED BY THE FEATURE TRACKING ALGORITHM; E : TYPICAL WC LONGITUDINAL STRAIN TIME-DEPENDENT CHANGES DURING FOUR BREATHING CYCLES. THE ZERO-STRAIN CORRESPONDS TO THE ABDOMEN AT REST. THE ORANGE LINE INDICATED THE CORRESPONDING CHANGES DURING THE 2ND INHALATION WHICH IS THE INHALATION CYCLE OF MAXIMUM ABDOMINAL EXCURSION.	84
FIGURE 3.2 : QUANTIFICATION OF MUSCLES DEFORMATIONS PIPELINE; A : 2D+T VOLUME OF INTEREST IN SAGITTAL VIEW WITH AN ARBITRARY INTERMEDIATE AXIAL SLICE; B : THE NUMBER OF MANUALLY SEGMENTED SLICES AS WELL AS THE PARAMETERS FOR AUTOMATIC LABEL PROPAGATION ARE THE RESULT OF A COMPARATIVE ANALYSIS VISIBLE IN SUPPLEMENTARY MATERIAL.	86
FIGURE 3.3 : TYPICAL MR IMAGE RECORDED IN THE AXIAL PLANE OF THE ABDOMEN (A) WITH THE CORRESPONDING REGIONS OF INTEREST (B); RLM : RIGHT LATERAL MUSCLES, RRA : RIGHT RECTUS ABDOMINIS, LRA : LEFT RECTUS ABDOMINIS, LLM : LEFT LATERAL MUSCLES, PM : POSTERIOR ABDOMINAL MUSCLES, AO : AORTA, SF : SUBCUTANEOUS FAT, VI : VISCERA.	87
FIGURE 3.4 : ABDOMINAL WALL MUSCLES ROIS PARCELLATION; EXAMPLE OF THE SPECIFIC PARCELLATION OF RIGHT LATERAL MUSCLES (RLM) AND OF THE RIGHT RECTUS ABDOMINIS (RRA)	89
FIGURE 3.5 : WAIST CIRCUMFERENCE (WC) LONGITUDINAL STRAIN DURING THE INHALATION CYCLE OF MAXIMUM ABDOMINAL EXCURSION FOR THE 10 SUBJECTS.	91
FIGURE 3.6 : A : LEFT : SAGITTAL VIEW OF THE 2D+T VOLUME OF INTEREST; RIGHT : TYPICAL MANUAL AND AUTOMATIC SEGMENTATION MASKS, THE WHITE DASHED LINE INDICATES SECTION LOCATION OF THE SAGITTAL VIEW; B : MUSCLE GEOMETRY METRICS EVOLUTION DURING INHALATION; FROM LEFT TO RIGHT : AREA, ELONGATION AND ECCENTRICITY.	93
FIGURE 3.7 : TYPICAL MAGNITUDE OF DISPLACEMENT MAPS. THESE MAPS WERE OBTAINED FOR THE SUBJECT CLOSEST TO THE MEAN VALUES OF THE COHORT; A : 3D GENERAL VIEW OF DISPLACEMENT MAGNITUDE WITHIN THE ABDOMINAL WALL MUSCLES FROM END-EXHALATION TO END-INHALATION WITH THREE ANATOMICAL MRI SLICES; B : 2D AXIAL VIEWS OF THE MAGNITUDE OF DISPLACEMENT COMPUTED ON THE THREE PREVIOUS ANATOMICAL MRI SLICES; C : 3D VISUALIZATION OF THE MAGNITUDES WITHIN EACH INDIVIDUAL MUSCLE GROUP.	94
FIGURE 3.8 : A : SAGITTAL 3D VIEW (2D+T); B : TYPICAL PARCELLATION AT END-EXHALATION AND END-INHALATION; C : PARCELLATION NOMENCLATURE; D : CURVES REPRESENTING THE MEAN MAGNITUDE OF DISPLACEMENT OVER THE TIME, FOR THE WHOLE GROUP.	96
FIGURE 3.9 : DSC (A) AND HD (B) FOR THE DIFFERENT SEGMENTATION STRATEGIES. STATISTICAL SIGNIFICANCE FOR COMPARISONS WAS NOTED: * $p < 0.001$; C : DSC EVOLUTION DURING TIME.	101

FIGURE 3.10 : ESTIMATION OF ABDOMINAL WALL DISPLACEMENT BETWEEN END-EXHALATION AND END-INHALATION ON PARASAGITTAL PLANE (A) ; B : RESULTING DISPLACEMENT MAGNITUDE IN BOTH CRANIO-CAUDAL AND ANTERO-POSTERIOR DIRECTIONS.....	103
FIGURE 4.1 : ANATOMICAL CINE-MR IMAGE OF ONE SUBJECT (S02) GIVEN AS EXAMPLE WITH LATERAL MUSCLES (LM) AND RECTUS ABDOMINIS (RA) CONTOUR DELINEATION; LEFT AND RIGHT LM AND RA MEDIAL AXIS LENGTH AND THICKNESS; RADIAL AND CIRCUMFERENTIAL MUSCLE PARCELLATION USING A POLAR COORDINATE SYSTEM CENTERED IN THE LATERAL MUSCLES MASS CENTER.	111
FIGURE 4.2 : MR IMAGES AND SEGMENTATION MASKS FOR FORCED BREATHING, COUGHING AND VALSALVA FOR ONE SUBJECT (S17) GIVEN AS EXAMPLE; ON THE MR IMAGES, THE WHITE LINES REPRESENT THE ABDOMINAL CIRCUMFERENCE AND ABDOMINAL MUSCLE DELINEATION IN RELAXED CONDITION.....	114
FIGURE 4.3 : AVERAGE TIME-DEPENDENT EVOLUTION OF MUSCLE CIRCUMFERENTIAL AND RADIAL STRAINS WITH RESPECT TO RELAXED CONDITIONS WHILE FORCED BREATHING, COUGHING AND VALSALVA FOR THE WHOLE COHORT; THE SHADED AREAS REPRESENT ONE STANDARD DEVIATION.	116
FIGURE 4.4 : MEDIAL AXIS LENGTH AND THICKNESS CORRELATION FOR LATERAL MUSCLES AND RECTUS ABDOMINIS OF ONE SUBJECT (S08) GIVEN AS EXAMPLE; LINEAR REGRESSION CURVES ARE PRESENTED FOR EACH EXERCISE.	117
FIGURE 4.5 : MR IMAGES AND MUSCLES RADIAL DISPLACEMENT MAPS OF 4 SUBJECTS GIVEN AS EXAMPLE (2 WOMEN : S03, S15 AND 2 MEN : S14, S17) IN MAXIMAL INHALATION, COUGHING AND VALSALVA; THE WHITE LINES REPRESENT THE ABDOMINAL CIRCUMFERENCE AND ABDOMINAL MUSCLE DELINEATION IN RELAXED CONDITION.	119
FIGURE 4.6: AVERAGE TIME-DEPENDENT EVOLUTION OF MUSCLE RADIAL DISPLACEMENT WITHIN PARCELS WHILE FORCED BREATHING, COUGHING AND VALSALVA FOR THE WHOLE COHORT; THE PARCELS NOMENCLATURE IS DETAILED AT THE BOTTOM OF THE FIGURE.....	120
FIGURE 5.1 : MONTAGE EXPERIMENTAL.....	132
FIGURE 5.2 : EVOLUTION DES PRESSIONS INTRAGASTRIQUE (PAR LA SMARTPILL™ EN TURQUOISE, PAR LE CAPTEUR FILAIRE EN BLEU CLAIR), ET DE LA PRESSION INTRAPERITONEALE (PAR LE CAPTEUR FILAIRE EN BLEU FONCE) EN FONCTION DES PALIERS DE PRESSION (MONTEE ET DESCENTE DE 3MMHG) IMPOSES PAR INSUFFLATION LAPARSCOPIQUE CHEZ LES DEUX ANIMAUX	133
FIGURE 5.3 : NUAGES DE POINTS ET DROITES DE CORRELATION POUR LES MESURES SP VS MIG, POUR LES DEUX ANIMAUX	134
FIGURE 5.4 : REPRESENTATIONS DE BLAND & ALTMANN POUR LES MESURES SP VS MIG, POUR LES DEUX ANIMAUX.....	136
FIGURE 5.5 : NUAGES DE POINTS ET DROITES DE CORRELATION POUR LES MESURES SP VS MIP, POUR LES DEUX ANIMAUX	137
FIGURE 5.6 : REPRESENTATIONS DE BLAND & ALTMANN POUR LES MESURES SP VS MIP, POUR LES DEUX ANIMAUX	138
FIGURE 5.7 : APPARITION DU BIAIS SUR LA MESURE DE PRESSION SP LORS DU PLACEMENT DE LA CAPSULE DANS L'ESTOMAC DU COCHON 1.....	140
FIGURE 5.8 : PRESSION INTRAGASTRIQUE (MIG) ET PRESSION SP SELON LES MODES D'EXPORT "TEMPERATURE COMPENSEE" (TC) ET "BASELINE COMPENSEE" (BC) ; LE BIAIS DU SIGNAL TC A ETE CORRIGE PAR L'ADDITION DU BIAIS MOYEN MESURE DURANT L'ESSAI.....	141
FIGURE 5.9 : TYPICAL PRESSURE-TIME CURVES; BREATHING : THE VERTICAL ARROWS INDICATE THE PRESSURE AMPLITUDE FOR BOTH NATURAL AND GUIDED BREATHING; APNEA (AFTER CALM EXHALATION) : THE DURATION OF THE PRESSURE PLATEAU IS DELIMITED BY VERTICAL LINES AND IS INDICATED BY A STAR; OTHERS : PEAKS OF INTEREST ARE INDICATED BY CIRCLES.....	148

FIGURE 5.10 : PRESSURE RATES FOR EACH EXERCISE; THE PRESSURE RATE WAS CALCULATED AS THE SLOPE OF THE CURVE PRECEDING THE MAXIMUM OR MINIMUM PEAK FOR EACH EXERCISE; STANDARD DEVIATIONS ARE ALSO REPRESENTED.....	151
FIGURE 5.11 : PRESSURE PEAKS FOR MEN AND WOMEN; VALUES ARE PRESSURE PEAKS' AVERAGE FOR ALL VOLUNTEERS OF EACH SEX GROUP (IN MMHG); STANDARD DEVIATIONS ARE ALSO REPRESENTED; * SIGNIFICANT DIFFERENCE P<0.05 ; ** SIGNIFICANT DIFFERENCE P<0.01	151
FIGURE 5.12 : PRINCIPAL COMPONENT ANALYSIS OF MUSCLE ACTIVATION EXERCISES; THE ANALYSIS WAS CARRIED OUT FROM THE AVERAGE OF MAXIMUM PRESSURE PEAKS FOR EACH VOLUNTEER AND EACH EXERCISE; EACH TRIANGLE REPRESENTS A PARTICIPANT; F1 AND F2 ARE THE DIMENSIONS ON WHICH THE MOST OBSERVATIONS ARE REPRESENTED	152
FIGURE 5.13 : OCCURRENCE OF PIA PEAKS IN DAILY LIFE; THE FIGURE SHOWS THE FREQUENCY OF PRESSURE PEAKS PER HOUR EXCEEDING A GIVEN THRESHOLD; THE DATA REFER TO THE ENTIRE POPULATION AND ONLY TO THE PERIOD WHEN THE PRESSURE SENSOR IS IN THE STOMACH EXCLUDING THE PERIOD OF THE SUPERVISED EXERCISES.	153
FIGURE 6.1 : IMAGE ANATOMIQUE D'IRM DYNAMIQUE ET PRESENTATION SCHEMATIQUE DES DIFFERENTES METRIQUES MESUREES DANS CETTE ETUDE (DEFORMATION ET DEPLACEMENT RADIAL)	161
FIGURE 6.2 : VARIATIONS DE PRESSION INTRA-ABDOMINALE DURANT LES TROIS EXERCICES POUR LES 20 VOLONTAIRES	162
FIGURE 6.3 : PIA EN FONCTION DE LA DEFORMATION (VARIATION DE LA LIGNE MEDIANE) DES MUSCLES LATERAUX (A) ET DROITS (B); LE CORRIDOR FORME PAR LES TRAIT NOIRS DISCONTINUS REPRESENTE LA MOYENNE \pm UN ECART-TYPE.....	163
FIGURE 6.4 : PIA MOYENNE EN FONCTION DE LA DEFORMATION DES MUSCLES LATERAUX ET DROITS POUR LES TROIS EXERCICES	164
FIGURE 6.5 : PIA EN FONCTION DU DEPLACEMENT RADIAL DES MUSCLES LATERAUX (A) ET DROITS (B); LE CORRIDOR FORME PAR LES TRAIT NOIRS DISCONTINUS REPRESENTE LA MOYENNE \pm UN ECART-TYPE	165
FIGURE 6.6: PIA MOYENNE EN FONCTION DU DEPLACEMENT RADIAL DES MUSCLES LATERAUX ET DROITS POUR LES TROIS EXERCICES	166
FIGURE 6.7: PIA EN FONCTION DE LA DEFLECTION DE LA ZONE MEDIANE DE L'ABDOMEN	168
FIGURE 7.1 : ELEMENTS PRINCIPAUX DU PROTOTYPE DE CEINTURE ABDOMINALE INSTRUMENTEE	173
FIGURE 7.2 : FACE INTERNE DE LA CEINTURE AVEC BANDES VELCRO COUSUES, POCHE POUR ELECTRONIQUE ET REPERE DE LIGNE MEDIANE (EN BLANC)	174
FIGURE 7.3 : RESISTIVE FLEX SENSOR UTILISE POUR LA MESURE DES DEFORMATIONS DE LA SURFACE DE L'ABDOMEN	175
FIGURE 7.4 : CAPTEURS DE FORCE FSR03 38MM SQUARE x38MM POUR L'EVALUATION DE LA TENSION DE LA CEINTURE ABDOMINALE	175
FIGURE 7.5 : CAPTEURS DE DEFORMATION REPOSITIONNABLES PLACES SUR DES BANDES DE VELCRO COUSUES SUR LA CEINTURE ABDOMINALE (NOIRE).....	176
FIGURE 7.6 : EMBLEMMENT ET ORIENTATION DES CAPTEURS DE DEFORMATION.....	177
FIGURE 7.7 : POSITIONNEMENT DES CAPTEURS DE TENSION DE SERRAGE)	178
FIGURE 7.8 : MODULE BLUNO MEGA A GAUCHE ET MONTAGE DU MODULE SUR UN CIRCUIT IMPRIME A DROITE	179
FIGURE 7.9 : PROTOTYPE DE CEINTURE INSTRUMENTEE EQUIPEE DE 13 CAPTEURS DE DEFORMATION	180
FIGURE 7.10 : SCHEMA DU PROTOCOLE EXPERIMENTAL ET NOMENCLATURE DES CAPTEURS DE DEFORMATION; LES CAPTEURS EPIGASTRIQUE ET HYPOGASTRIQUE SONT ORIENTES LONGITUDINALEMENT ; LES AUTRES CAPTEURS SONT ORIENTES TRANSVERSALEMENT.	181
FIGURE 7.11 : EVOLUTION DE LA PIA LORS DE L'ESSAI SUR MODELE ANIMAL (COCHON 1)	183

FIGURE 7.12 : COURBES ISSUES DES CAPTEURS DE DEFORMATION POUR LES DEUX COCHONS ; POUR LE COCHON 2 LE CAPTEUR DROIT INFERIEUR A ETE RETIRE CAR SON SIGNAL ETAIT ABERRANT.	184
FIGURE 7.13 : REGRESSION LINEAIRE ENTRE PIA FILAIRE ET LE SIGNAL MOYEN DES CAPTEURS TRANSVERSAUX ; Y REPRESENTE L'EQUATION DE LA DROITE DE REGRESSION LINEAIRE ET R EST LE COEFFICIENT DE PEARSON	186
FIGURE 7.14 : PIA FILAIRE ET SIGNAL MOYEN DES CAPTEURS TRANSVERSAUX DE LA CEINTURE CONVERTIS EN PRESSION.	187
FIGURE 8-1 : A : RECONSTRUCTION ANATOMIQUE A PARTIR D'UN IRM 3D DE LA PAROI ABDOMINALE ; B : MODELE NUMERIQUE MAILLE.....	198

Liste des tableaux

TABLE 2.1 : GENERAL VARIABILITY	70
TABLE 2.2 : INFLUENCE OF AGE	71
TABLE 2.3 : INFLUENCE OF SEX.....	73
TABLE 2.4 : INFLUENCE OF BMI	74
TABLE 3.1 : DEMOGRAPHIC DATA; * VALUES PRESENTED AS MEAN \pm SD MIN / MAX.....	90
TABLE 3.2 : NON-LINEAR REGISTRATION PARAMETERS FOR S1, S2 AND S3 ; B-SPLINE SyN STANDS FOR B-SPLINE SYMMETRIC DFFEOMORPHIC NORMALIZATION.....	100
TABLE 4.1 : DEMOGRAPHIC DATA.....	113
TABLE 4.2 : MEDIAL AXIS LENGTH AND THICKNESS OF LATERAL MUSCLES AND RECTUS ABDOMINIS IN RELAXED CONDITIONS, AT END- INHALATION, END-EXHALATION AND AT MAXIMAL CONTRACTION DURING COUGHING AND VALSALVA.....	116
TABLE 4.3 : PEARSON CORRELATION COEFFICIENT, SLOPE AND Y-INTERCEPT OF MUSCLE MEDIAL AXIS-LENGTH VS THICKNESS LINEAR REGRESSION FOR THE WHOLE COHORT.	117
TABLE 5.1 : COEFFICIENTS P DE SPEARMAN, BIAIS DE MESURE ET LIMITES D'AGREMENTS ENTRE MIG ET SP ET ENTRE MIP ET SP POUR TOUS LES PALIERS DE PRESSION.....	135
TABLE 5.2 : DESCRIPTION OF SUPERVISED EXERCISES	146
TABLE 5.3 : VARIATIONS OF PRESSURE ACCORDING TO EXERCISE AND SUBJECT POSITION	150
TABLE 5.4 : LITERATURE REVIEW ON PHYSIOLOGICAL INTRA-ABDOMINAL PRESSURE DEPENDING ON EXERCISE AND SUBJECT POSITION	154
TABLE 7.1 : RELEVÉ SUCCESSIFS DES QUATRE CAPTEURS DE TENSION (C1-C4)	178
TABLE 7.2 : COEFFICIENTS DE CORRELATION DE PEARSON (R) ENTRE LES CAPTEURS DE DEFORMATION ET LE CAPTEUR DE PIA ; LA PLUS FORTE CORRELATION POUR CHAQUE COCHON A ÉTÉ COLORÉE EN BLEU ET LA PLUS FAIBLE EN ROUGE	184

Annexe 1 : Avis favorable du Comité de Protection des Personnes

COMITE DE PROTECTION DES PERSONNES DU SUD-OUEST ET OUTRE-MER 4

N°IRB : IORG0009855

Agréé par arrêté ministériel en date du 16 mai 2018

Constitué selon l'arrêté du 21 juin 2018 modifié par l'arrêté du 29 octobre 2018

de l'Agence Régionale de Santé de la Nouvelle-Aquitaine

Cabanis Haut – Centre Hospitalier Esquirol – 15 rue du Docteur Marcland - 87025 Limoges Cedex

☎ : 05.55.43.11.19 - 📠 : 05.55.43.10.27 - ✉ : cppsoom4@ch-esquirol-limoges.fr

A Limoges, le 28 juin 2019

Réf. du présent avis ou délibération sous le N°: **CPP2019-05-039a / 2019-A00806-51/19.04.03.57841**

Le Comité a été saisi par dépôt sur le SI de la CNRIPH, le 3 avril 2019, d'une demande d'avis pour un projet de recherche mentionnée au 1° de l'article L1121-1 du code de la santé publique ne portant pas sur un produit mentionné à l'article L.5311-1 du CSP

Explorations combinées biomécanique et fonctionnelle de la paroi abdominale chez l'homme

Le Comité a jugé ce dossier recevable le 23 avril 2019.

dont le promoteur est

Institut Français des Sciences et Technologies des Transports, de l'Aménagement et des Réseaux – IFSTTAR
14-20 boulevard Newton
Cité Descartes - Champs sur Marne
77447 MARNE LA VALLEE CEDEX 2

dont le coordonnateur est

Docteur Thierry BEGE
Service de Chirurgie Générale et Digestive
CHU Nord Marseille

Le Comité a examiné, lors de la séance du 9 mai 2019, les informations relatives à ce projet et a suspendu le rendu de son avis définitif jusqu'à l'obtention des modifications demandées.

	Titulaires	Suppléants
Catégorie I	Murielle GIRARD, Maurice PAREAUD	Anne-Marie BRIL
Catégorie I	Claire BAHANS	
Catégorie II	Philippe NICOT	
Catégorie III	Marie-Anne de VINZELLES	
Catégorie IV	Patrice BALESTRAT	
Catégorie V		Dominique MALAUZAT
Catégorie VI	Sophie LEYMARIE	
Catégorie VII		
Catégorie VIII	Dominique JOUHANNEAUD, Pierre VERGNE	
Catégorie IX	Norbert VIDAL	Dominique FLOUCAUD

Les membres titulaires (ou suppléants en l'absence du titulaire) ont participé au vote lors de la séance du 9 mai 2019. A noter que les membres impliqués dans le projet ne participent pas à la délibération.

Après avoir étudié, le 9 mai 2019, les documents suivants :

- Courrier de demande d'avis signé et daté du 22 mars 2019
- Formulaire de demande d'avis signé et daté du 22 mars 2019
- Protocole de recherche - version 01 datée du 22 mars 2019
- Résumé en français – version 01 datée du 22 mars 2019
- Document additionnel daté du 22 mars 2019
- Autorisation lieu de recherche si approprié signée et datée du 23 janvier 2015
- Manuel d'utilisation Logiciel SmartPillTM – version 3.1 datée de novembre 2017
- Manuel d'utilisation Magnetom Vero – Système RM – version datée de mai 2009
- Lettres d'information / consentement - participant - version 01 datée du 22 mars 2019
- Attestation d'assurance datée du 27 mars 2019
- Liste des investigateurs – version 01 datée du 22 mars 2019
- CVs des investigateurs pressentis
- CV du Docteur BEGE signé et daté du 18 août 2018
- CV du Docteur AQUARON signé et daté du 11 avril 2019
- CV du Docteur GUYE signé et daté du 11 avril 2019
- Décision ANSM si connue – en cours

Les réponses apportées par le promoteur, déposées sur le SI le 17 juin 2019, notifiées ci-dessous, ont été soumises aux rapporteurs et lors de la séance du 27 juin 2019

Courrier de réponse du promoteur

Protocole – version 2 datée du 5 juin (version avec et sans suivi des modifications apparentes).

Lettre d'information et recueil de consentement – version 2 datée du 5 juin 2019 (version avec et sans suivi des modifications apparentes).

Flyer INTRABDO.

	Titulaires	Suppléants
Catégorie I	Christine VALLEJO, Murielle GIRARD, Maurice PAREAUD	Anne-Marie BRIL
Catégorie I	Claire BAHANS	Cyrille CATALAN
Catégorie II	Philippe NICOT	
Catégorie III	Marie-Anne de VINZELLES	
Catégorie IV	Patrice BALESTRAT	Sèverine LALEU
Catégorie V	Claire DEMIOT	Dominique MALAUZAT
Catégorie VI	Sophie LEYMARIE	
Catégorie VII		Marie-Paule REYNEIX
Catégorie VIII	Dominique JOUHANNEAUD	
Catégorie IX	Norbert VIDAL	Dominique FLOUCAUD

Les membres titulaires (ou suppléants en l'absence du titulaire) ont participé au vote. Les membres impliqués dans le projet ne participent pas à la délibération.

En conséquence, le Comité de Protection des Personnes du Sud-Ouest et Outre-Mer IV émet un :

Avis favorable

Conformément à l'article R.1123-26 du code de la santé publique, le présent avis devient caduc si la recherche n'a pas débuté dans un délai de deux ans. Toutefois, sur justification produite avant l'expiration dudit délai, celui-ci peut être prorogé par le comité concerné.



La Présidente du Comité,
Madame Claire BAHANS.

Annexe 2 : Capteurs évalués pour le dispositif de ceinture de maintien abdominal instrumentée

Modèle - Fabricant	Dimension	Technologie	Aspect	Conclusion des tests
FSR SoftPot - Spectra Symbol	12 mm 25 mm 50 mm	Potentiomètre linéaire à membrane souple		Peu sensible, technologie inadaptée
Resistive flex sensor - Spectra Symbol	55.4 mm	Résistance variable selon la force et l'angle de pliage		Adapté aux surfaces flexibles. Très sensible aux déformations de l'abdomen.
Piézoélectrique - Laboratoire ESYCOM	20x10 mm	Capteur piézoélectrique sur substrats souples		Technologie inadaptée, signal discontinu lors des changements de phase (contraction/relaxation, inspiration/expiration)
Respiration Pillow Sensor	Ø15 mm	Coussinet souple pneumatique		Très sensible à la compression peau / ceinture. Encombrement important (tubulure remplie d'air et transducteur pour chaque capteur).
Jauge de déformation - RS PRO	13 x 4 mm	FSR (Résistance sensible à la force)		Surface sensible trop faible, nécessite collage sur surface rigide.
Jauge de déformation - I.E.E.	Ø7 mm 12x12 mm	FSR (Résistance sensible à la force)		Surface sensible trop faible, nécessite collage sur surface rigide.
Capteur de force FSR02 - Interlink Electronics	Ø19 mm	FSR (Résistance sensible à la force)		Surface sensible trop faible, nécessite collage sur surface rigide.
Capteur de force FSR03 - Interlink Electronics	38x38 mm	FSR : (Résistance sensible à la force)		Bonne sensibilité aux variations de serrage de la ceinture lorsque face externe collé sur support rigide.

Annexe 3 : Calibration des capteurs de déformation

Les capteurs de déformation ont été calibrés en se basant sur le test proposé par le constructeur défini dans la Figure A.3.1.

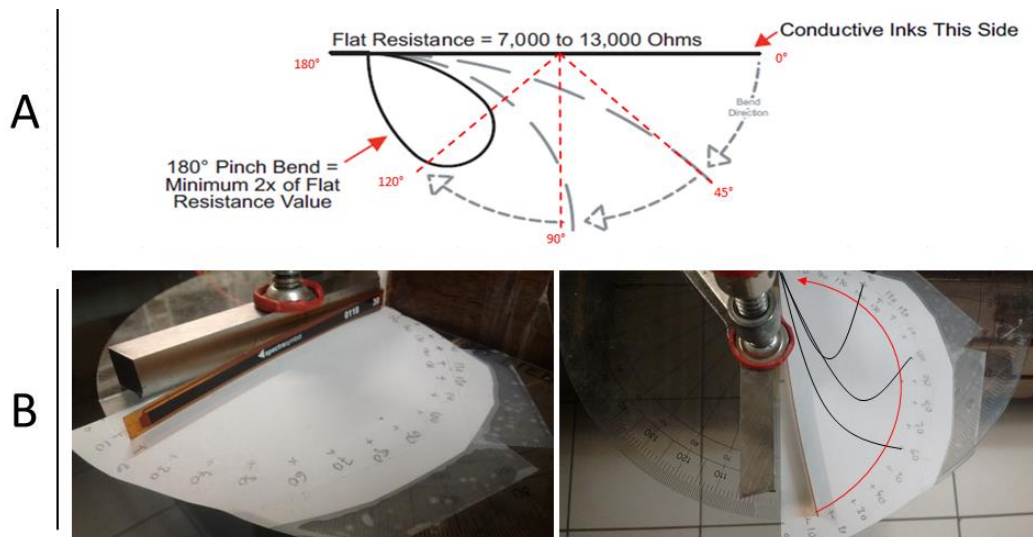


Figure A.3.1 : Test de calibration; A : notice constructeur; B : montage expérimental

Le capteur était plié à des angles allant de 0 à 180° et deux types de réponse du capteur ont été étudiés : la réponse résistive lorsqu'il n'était pas alimenté (relevée sur ohmmètre) et la réponse électrique lorsqu'il était alimenté (relevée sur oscilloscope). Pour réaliser les mesures électriques, nous avons alimenté le capteur à 5V avec une résistance en série de 22k Ω .

Trois séries de mesure ont été réalisées : les deux premières en faisant augmenter l'angle de pliage α de 0° à 180° par pas de 20° et la troisième en répétant la même méthode mais en s'arrêtant à 140°. L'écart moyen entre la charge et la décharge pour chaque angle de pliage est présenté sous forme de bâtons.

Les résultats des mesures résistives sont présentés Figure A.3.2. Les courbes obtenues présentes pour chaque série une hystérésis importante. On remarque qu'au-dessus de 160° s'opère une chute de la résistance, montrant la limite du capteur en pliage. En conditions physiologique nous estimons que les angles seront au maximum de 45° (définition de l'angle selon la notice constructeur Figure A.3.1), par conséquent les capteurs fonctionneront loin de leur limite en pliage.

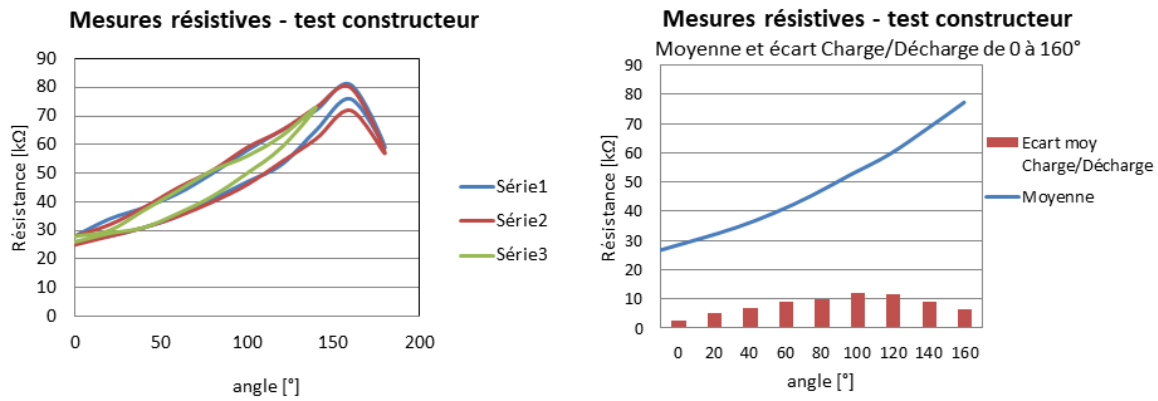


Figure A.3.2 : Mesures résistives en fonction de l'angle de pliage pour le capteur Flex Sensor

Les 3 courbes obtenues lors des mesures électriques (Figure A.3.3) présentent un comportement plus linéaire que les courbes obtenues en fonctionnement résistif. Il y a cependant toujours une hystérésis avec un écart entre la charge et la décharge montant au maximum à 13% de la valeur mesurée. Contrairement aux mesures résistives nous n'observons pas de modification particulière du comportement au-dessus de 160° de pliage.

La tendance générale lorsqu'on fait une moyenne sur la réponse en charge et en décharge est illustrée Figure A.3.3. La courbe moyenne est presque parfaitement approximée ($R^2=0.99$) par la courbe linéaire d'équation $y = -0,0106x + 3,0118$.

y étant la résistance en $k\Omega$ et x l'angle en $^\circ$.

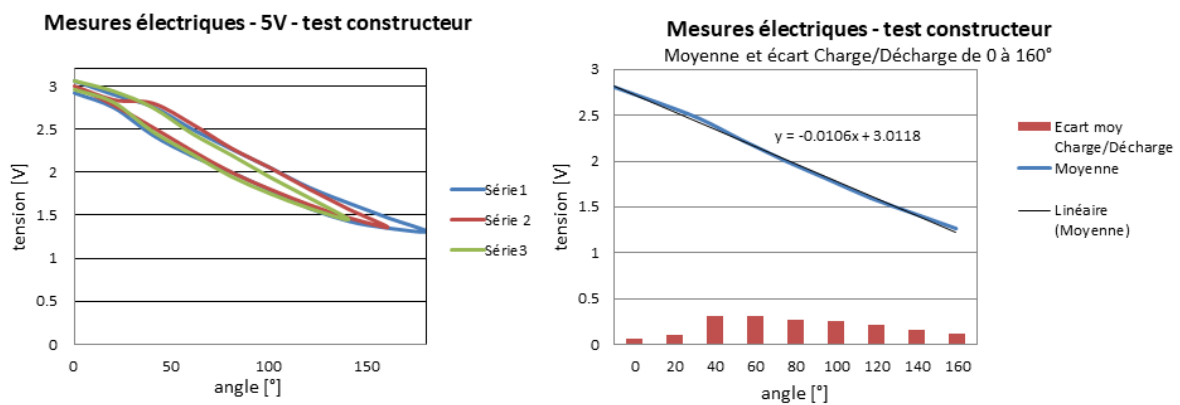


Figure A.3.3 : Mesures électriques en fonction de l'angle de pliage pour le capteur Flex Sensor

Annexe 4 : Demande de brevet Européen



Europäisches
Patentamt

European
Patent Office

Office européen
des brevets

Acknowledgement of receipt

We hereby acknowledge receipt of your request for grant of a European patent as follows:

Submission number	1000500001	
Application number	EP20306418.3	
File No. to be used for priority declarations	EP20306418	
Date of receipt	20 November 2020	
Your reference	72763 SFO/DSN	
Applicant	UNIVERSITE D'AIX-MARSEILLE	
Country	FR	
Title	A DEVICE FOR DETERMINING THE ABDOMINAL WALL DYNAMIC BIOMECHANICAL BEHAVIOR, AND A METHOD MAKING USE OF SUCH A DEVICE	
Documents submitted	package-data.xml application-body.xml SPECEPO-1.pdf 20 11 20 72763 EP Texte pour dépôt.pdf (18 p.)	ep-request.xml ep-request.pdf (5 p.) f1002-1.pdf (2 p.)
Submitted by	EMAIL=sophie.fonquernie@fr.marks-clerk.com,CN=Sophie FONQUERNIE,O=CABINET MARKS ET CLERK FRANCE,C=FR	
Method of submission	Online	
Date and time receipt generated	20 November 2020, 15:14:17 (CET)	
Official Digest of Submission	67:93:2A:DB:6C:9B:3E:55:61:A9:D8:61:CB:B3:22:B2:FE:35:E8:1F	

/INPI, section dépôt/

Form 1002 - 1: Public inventor(s)

Designation of inventor

User reference: 72763 SFO/DSN
 Application No:

Public

Inventor	Name: Address:	BEGE, Mr. Thierry 8 Allée de la Pergolette 13009 MARSEILLE France
The applicant has acquired the right to the European patent:		As employer
Inventor	Name: Address:	PAGAZANI, Mr. Julien 38 Rue d'Artois 93160 NOISY LE GRAND France
The applicant has acquired the right to the European patent:		As employer
Inventor	Name: Address:	LISSORGUES, Ms. Gaëlle 4 Rue d'Avron - Esc 4 94170 LE PERREUX SUR MARNE France
The applicant has acquired the right to the European patent:		As employer
Inventor	Name: Address:	JOURDAN, Mr. Arthur 9 Rue Jules Gontard 13005 MARSEILLE France
The applicant has acquired the right to the European patent:		As employer
Inventor	Name: Address:	MASSON, Ms. Catherine 185 Chemin des Sables Jaunes 13012 MARSEILLE France
The applicant has acquired the right to the European patent:		As employer

Inventor	Name: BENDAHAN, Mr. David Address: 23 Rue Sainte Victoire 13006 MARSEILLE France	The applicant has acquired the right to the European patent: As employer
----------	---	--

Signature(s)

Place: Arcueil
Date: 20 November 2020
Signed by: FR, CABINET MARKS ET CLERK FRANCE, Sophie FONQUERNIE
Association: Marks & Clerk France
Representative name: Sophie FONQUERNIE
Capacity: (Representative)